



**HAL**  
open science

# Conception, développement et évaluation d'un dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale : le projet RV-REEDUC

Simone Burin Chu

## ► To cite this version:

Simone Burin Chu. Conception, développement et évaluation d'un dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale : le projet RV-REEDUC. Education. Normandie Université, 2023. Français. NNT : 2023NORMC249 . tel-04428047

**HAL Id: tel-04428047**

**<https://theses.hal.science/tel-04428047>**

Submitted on 31 Jan 2024

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

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

# THÈSE

Pour obtenir le diplôme de doctorat

Spécialité **SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES**

Préparée au sein de l'**Université de Caen Normandie**

**Conception, développement et évaluation d'un dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale : le projet RV-REEDUC**

Présentée et soutenue par  
**SIMONE BURIN CHU**

**Thèse soutenue le 12/12/2023**  
devant le jury composé de :

MME ALEXANDRA PERROT	Maître de conférences HDR - Université Paris Saclay	Rapporteur du jury
M. BENOIT BIDEAU	Professeur des universités - UNIVERSITE DE HAUTE BRETAGNE RENNES 2	Membre du jury
MME PASCALE LECONTE	Maître de conférences - Université de Caen Normandie	Membre du jury
MME ISABELLE OLIVIER	Professeur des universités - UNIVERSITE GRENOBLE ALPES	Membre du jury
M. GILLES MONTAGNE	Professeur des universités - Aix-Marseille université	Président du jury
M. NICOLAS BENGUIGUI	Professeur des universités - Université de Caen Normandie	Directeur de thèse

Thèse dirigée par **NICOLAS BENGUIGUI** (GREYC ALGORITHMIQUE)







## REMERCIEMENTS

L'achèvement de cette thèse de doctorat représente la fin d'un parcours intellectuel passionnant, marqué par de nombreuses personnes qui ont contribué de manière significative à sa réalisation. En ce moment de reconnaissance, je voudrais exprimer mes plus sincères remerciements envers tous ceux qui ont rendu ce travail possible.

Je voudrais d'abord exprimer mes remerciements à mon directeur de thèse, Nicolas Benguigui, et à ma co-encadrante, Pascale Leconte, pour leurs conseils, leur expertise, leur patience et leur soutien tout au long de ce travail.

Je tiens également à exprimer mes remerciements et ma reconnaissance envers tous les membres du jury, Alexandra Perrot et Gilles Montagne, pour avoir accepté de rapporter ce manuscrit de thèse, et Benoit Bideau et Isabelle Olivier, pour avoir accepté d'examiner ce travail.

Je remercie l'équipe du laboratoire GREYC, et surtout l'équipe CODAG pour m'avoir permis de mener cette thèse dans les meilleures conditions depuis 2022. Je tiens également à remercier les membres de l'équipe de l'ancien laboratoire CESAMS pour m'avoir accueillie durant mes premières années de thèse.

Je voudrais aussi remercier mon actuelle école doctorale MIIS - ED 590 et mon ancienne HSRT - ED 556, ainsi que tous les membres des deux équipes, pour leur disponibilité et leur bienveillance.

Ce travail de recherche n'aurait pas été possible sans la collaboration des enseignants-chercheurs et des chercheurs du projet RV-REEDUC. Je suis infiniment reconnaissante envers Laure Lejeune, Héloïse Baillet, Régis Thouwarecq et Corentin Clement-Guillotini pour leur expertise et tous les échanges qui ont été importantes pour la réussite de cette recherche.

Ces quatre années de thèse ont été consacrées à mon développement dans la recherche, mais également à une expérience enrichissante dans l'enseignement. Je tiens à remercier l'équipe de l'UFR STAPS de Caen, et en particulier Elise Faugloire et Ivan Bellaunay, pour m'avoir confié des tâches d'enseignement dans le cadre de mes contrats d'enseignante vacataire et de mes deux postes d'ATER. Je remercie également les membres de l'équipe de la Faculté des Sports et de

l'Education Physique de l'Université d'Artois, et surtout Nicolas Blondel et Nicolas Penin, pour leur accueil dans le cadre de mon troisième poste d'ATER. Je suis également très reconnaissante aux doctorants et enseignants-chercheurs du laboratoire SHERPAS pour leur accueil chaleureux au sein de leur équipe. L'atmosphère familière du laboratoire et tout le soutien ont été très importants dans la phase finale de la rédaction de ce manuscrit.

Je tiens à adresser une pensée à tous les membres des équipes des trois centres de rééducation et de réadaptation partenaires de ce projet de recherche. J'adresse donc un grand merci aux médecins, kinésithérapeutes, ergothérapeutes, cadres de santé et stagiaires de l'Institut d'Education Motrice François Xavier FALALA, le Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants et Adolescents La Clairière (CMPR) et l'Etablissement Public Autonome (EPA) Helen Keller. Je tiens également à remercier chaleureusement tous les patients et leurs familles d'avoir accepté de participer à cette recherche.

Je voudrais aussi remercier les membres de la société Open Mind Innovation pour le brillant travail dans le développement du dispositif Immetrack.

Je ne peux pas oublier ceux qui m'inspirent à évoluer et à être toujours un être humain meilleur. Papa, tu as été le premier à susciter en moi la passion et le respect pour la science. Maman, grâce à toi, j'essaie de partager quotidiennement mes connaissances de manière responsable et empathique. Je tiens également à remercier Xando, Dani, Ana et la petite Ana qui ont toujours été à mes côtés pour me motiver dans ce parcours. Je vous remercie pour tout l'amour que vous m'apportez.

Une pensée profonde à mes amis au Brésil et en France qui m'ont soutenu tout au long de ce parcours par leurs présences et leurs messages motivants, de près comme de loin.

Fernando, je voudrais terminer en te remerciant d'être toujours là pour m'encourager. Comme d'habitude, nous poursuivons le même parcours. Dans quelques années, nous nous souviendrons de ces années de thèse et toutes les difficultés que nous avons rencontrées, mais nous serons fiers de nous. En fait, nous formons une belle équipe. Merci.

Obrigada, merci.

## TABLE DE MATIERES

<b>Introduction générale.....</b>	<b>2</b>
<b>Partie I : Cadre théorique .....</b>	<b>9</b>
<b>Chapitre 1 : La paralysie cérébrale .....</b>	<b>10</b>
1 Historique et définition de la paralysie cérébrale.....	10
2 Epidémiologie de la paralysie cérébrale.....	12
3 Critères diagnostiques de la paralysie cérébrale .....	14
4 Les mécanismes physiopathologiques de la paralysie cérébrale.....	15
5 Classifications de la paralysie cérébrale.....	16
5.1 Classification selon la topographie de l'atteinte motrice .....	17
5.2 Classification selon la typologie de l'atteinte motrice .....	17
5.3 Classifications selon le niveau moteur .....	19
6 Le modèle de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé dans le cadre de la paralysie cérébrale .....	21
7 Les conséquences de la paralysie cérébrale sur le plan moteur et fonctionnel .....	23
7.1 Les déficiences des fonctions et structures corporelles.....	24
7.1.1 <i>Les troubles du tonus musculaire.....</i>	<i>26</i>
7.1.2 <i>La faiblesse musculaire.....</i>	<i>26</i>
7.1.3 <i>Le contrôle moteur sélectif déficient .....</i>	<i>27</i>
7.1.4 <i>Les déformations neuro-orthopédiques.....</i>	<i>29</i>
7.1.5 <i>Les déficiences des coordinations motrices .....</i>	<i>30</i>
7.1.6 <i>Les déficiences de la coordination visuo-motrice .....</i>	<i>31</i>
7.1.7 <i>Les déficiences de la planification du mouvement .....</i>	<i>32</i>
7.2 Les limitations d'activité et les restrictions de participation sociale.....	34
8 Les troubles associés .....	37
<b>Chapitre 2 : La prise en charge du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale.....</b>	<b>39</b>

1	Les principes de la prise en charge chez l'enfant et l'adolescent atteint de paralysie cérébrale	39
1.1	Les mots préférés « les F-Words »	41
2	Évaluation clinique du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale	44
2.1	Outils évaluant les fonctions et structures du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale	44
2.2	Outils évaluant les activités du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale	46
2.3	Outils évaluant la participation sociale chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale	47
2.4	L'analyse du mouvement chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale	49
3	La prise en charge médicale et chirurgicale chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale	50
4	La prise en charge rééducative chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale	52
4.1	Les appareillages orthopédiques	53
4.2	Les interventions de rééducation motrice conventionnelles	54
4.3	Les interventions de rééducation motrice intensives	57
5	L'utilisation de stratégies basées sur des éléments théoriques d'apprentissage moteur dans la rééducation motrice	60
5.1	Modèles théoriques de l'apprentissage moteur	61
5.2	Les principes de l'apprentissage moteur intégrés dans la rééducation	64
5.3	Le processus de la neuroplasticité dans la rééducation	69
6	Les limites de la prise en charge rééducative chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale	71
	<b>Chapitre 3 : L'intérêt de la réalité virtuelle pour la rééducation motrice chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale</b>	<b>76</b>

1	Aspects généraux de la réalité virtuelle.....	76
1.1	Concepts clés de la réalité virtuelle.....	77
1.2	Les spécificités des environnements et des dispositifs virtuels.....	78
1.2.1	<i>Catégorisation selon les types de réalités virtuelle.....</i>	<i>78</i>
1.2.2	<i>Catégorisation selon les interfaces .....</i>	<i>79</i>
1.2.3	<i>Catégorisation selon le degré d'immersion.....</i>	<i>81</i>
2	L'utilisation de la réalité virtuelle dans le cadre la rééducation motrice.....	82
2.1	La gamification favorisée par les environnements virtuels.....	83
2.2	Les caractéristiques des dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans la rééducation motrice .....	84
2.2.1	<i>Catégorisation selon la nature du dispositif.....</i>	<i>84</i>
2.2.2	<i>Catégorisation selon le type de jeu .....</i>	<i>88</i>
2.3	Les attributs de la réalité virtuelle dans la rééducation motrice.....	89
2.4	Les bénéfices de la réalité virtuelle sur le plan moteur et fonctionnel.....	90
2.5	Les principes de l'apprentissage moteur intégrés dans la rééducation à travers l'utilisation de la réalité virtuelle .....	93
2.6	Intérêt de la réalité virtuelle sur la neuroplasticité .....	98
2.7	Les preuves existantes concernant les effets des protocoles de réalité virtuelle sur la rééducation du membre supérieur dans la paralysie cérébrale.....	99
2.8	Les environnements virtuels comme outils d'évaluation dans la rééducation motrice .....	105
2.9	Les limites de la réalité virtuelle en rééducation.....	108
3	Recommandations pour la conception et le développement de dispositifs de réalité virtuelle pour la rééducation.....	111
	<b>Problématique, objectifs et hypothèses .....</b>	<b>114</b>
	<b>Partie II : Contributions scientifiques.....</b>	<b>117</b>
	<b>Chapitre 4 : Élaboration d'une revue systématique avec méta-analyse sur les effets des protocoles et des dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans la rééducation du membre supérieur dans la paralysie cérébrale.....</b>	<b>118</b>

1	Etude 1 : Effectiveness of virtual reality interventions of the upper limb in children and young adults with cerebral palsy: a systematic review with meta-analysis .....	120
<b>Chapitre 5: Conceptualisation et développement d'un dispositif de réalité virtuelle immersive pour la rééducation motrice .....</b>		<b>152</b>
1	Phase 1: Conception du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice	152
1.1	Caractéristiques du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice .....	154
2	Etude 2 : Impact of task constraints on a 3D visuo-motor tracking task in 2 virtual reality .....	158
3	Phase 2 : Développement de l'environnement virtuel et des fonctionnalités du dispositif en vue d'un protocole de rééducation motrice à destination d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale .....	179
3.1	Le feedback multisensoriel.....	182
3.2	Définition des niveaux de difficulté de la tâche .....	185
3.3	Écran de paramétrage du dispositif .....	186
3.4	Les Adaptations des périphériques d'entrée.....	187
4	Phase 3 : Questionnaire d'expérience utilisateur relatif à l'utilisation des tâches visuo-manuelles virtuelles.....	188
<b>Chapitre 6 : Évaluation des effets du dispositif de réalité virtuelle immersive Immertrack sur la rééducation du membre supérieur des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale .....</b>		<b>193</b>
1	Etude 3: Effects of immersive virtual reality on upper limb rehabilitation in children and adolescents with cerebral palsy: a randomized controlled trial.....	195
<b>Discussion générale .....</b>		<b>223</b>
<b>Conclusion générale .....</b>		<b>235</b>
<b>ANNEXES.....</b>		<b>275</b>

## TABLES DE FIGURES

<b>Figure 1 :</b> Affiche du projet RV-REEDUC présentant les partenaires scientifiques et cliniques .....	8
<b>Figure 2:</b> Schéma d'imagerie prédictive de la paralysie cérébrale et temps de la lésion d'après Krägeloh-Mann et Horber, 2007 .....	16
<b>Figure 3 :</b> Classification selon la topographie de la paralysie cérébrale d'après le Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). Figure extraite de l'étude de Graham et al., 2016. La zone verte indique la région du corps touchée.....	17
<b>Figure 4 :</b> Classification selon la typologie de l'atteinte motrice de la paralysie cérébrale selon Surveillance of Cerebral Palsy in Europe. Figure extraite de l'ouvrage de Truscelli (2017). PC : paralysie cérébrale.....	19
<b>Figure 5 :</b> Les cinq niveaux du Manual Ability Classification System (MACS) d'après Eliason et al. (2007) .....	20
<b>Figure 6:</b> Les cinq niveaux du Gross Motor Function Classification System (GMFCS) d'après Palisano et al. (1997).....	21
<b>Figure 7 :</b> Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) d'après l'World Health Organization (2001) .....	22
<b>Figure 8 :</b> Pathologie neuromusculaire du membre supérieur dans la paralysie cérébrale d'après l'étude de Chin et al. (2005).....	25
<b>Figure 9 :</b> État des preuves disponibles concernant les traitements pour les personnes atteintes de paralysie cérébrale d'après Novak et al. (2020). Le diamètre des cercles indique le nombre d'essais contrôlés randomisés réalisés et la couleur indique l'effet des interventions. Un cercle vert indique une intervention dont l'efficacité a été démontrée avec un niveau de preuve élevé, un cercle jaune suggère une efficacité mais que des études supplémentaires sont nécessaires, et un cercle rouge indique une intervention dont l'inefficacité a été démontrée.....	42

<b>Figure 10</b> : Les six mots-clés préférés « les F-Words » basés sur les domaines de la Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé, d’après Rosenbaum & Gorter (2012) et CanChild.....	43
<b>Figure 11</b> : (a) l’utilisation d’une attelle pour contenir le membre supérieur non atteint d’un enfant pour l’intervention de contrainte induite du mouvement, d’après l’étude de Gordon et al. (2005). (b) activités fonctionnelles et ludiques utilisées dans le cadre l’intervention HABIT-ILE. Figure extraite des Cahiers de la recherche sur la paralysie cérébrale N° 23 ; Nov. 2018 ; Fondation paralysie cérébrale.....	60
<b>Figure 12</b> : Représentation schématique des éléments de l’approche dynamique où le mouvement est un phénomène qui émerge d’un réseau de contraintes liées à la tâche, à l’organisme et à l’environnement, d’après Newell, 1986.....	64
<b>Figure 13</b> : Les dix principes de la neuroplasticité dépendants de l’expérience proposés par Kleim & Jones (2008) .....	71
<b>Figure 14</b> : Le continuum de la virtualité proposé par Milgram & Kishino (1994). Cette ligne décrit les extrêmes du continuum de la virtualité qui commence dans le réel et passe par l’augmenté pour aboutir au virtuel.....	79
<b>Figure 15</b> : Interfaces motrices (périphériques d’entrée) et interfaces sensorielles (périphérique de sortie), d’après l’étude de Klinger et al. (2010). User = utilisateur ; VS (virtual system) = systèmes virtuel .....	80
<b>Figure 16</b> : Principaux développements technologiques qui ont influencé l’utilisation des technologies de réalité virtuelle dans la rééducation, d’après Keshner et al. (2019) .....	83
<b>Figure 17</b> : Exemples de systèmes développés spécifiquement à des fins de rééducation : (a) Mandala Gesture Xtreme IREX VR system® ; (b) Mitii™ ; (c) Nirvana. Figures extraites des sites web des sociétés qui développent ces dispositifs: <a href="https://gesturetekhealth.com">https://gesturetekhealth.com</a> ; <a href="https://mitii.com">https://mitii.com</a> ; <a href="https://www.btsbioengineering.com">https://www.btsbioengineering.com</a> .....	86
<b>Figure 18</b> : (a) jeu de raquette disponible pour le PlayStation avec la caméra Eye Toy ; (b) console Xbox avec caméra Kinect ; (c) Nintendo Wii avec le Wii remonte et bowling et golf gammes. Figures extraites des sites web de ces dispositifs.....	87

<b>Figure 19</b> : Le modèle de rééducation basé sur la réalité virtuelle dans les domaines de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé. D'après Weiss et al., 2006.....	92
<b>Figure 20</b> : (a) version conventionnelle du Box and Block Test (BBT) ; (b) version virtuelle et immersive du Box and Block Test (VR-BBT), d'après Oña et al. (2020).....	106
<b>Figure 21</b> : Les scores de la sous-catégorie coordination visuo-motrice du Movement Assessment Battery for Children en fonction de la distance parcourue par la main droite lors d'un jeu de réalité d'après Wattad et al., 2020. ....	107
<b>Figure 22</b> : Scène visuelle présentant le cube de poursuite, la cible en rose, l'effecteur en turquoise. ....	155
<b>Figure 23</b> : Equipements et softwares employés dans le dispositif de réalité virtuelle.....	156
<b>Figure 24</b> : Première version du dispositif Immertrack. (a) cube avec l'effecteur (balle violette) et la cible (balle orange). (b) Feedback fourni à la fin d'un bloc d'essais montrant le pourcentage de contact entre l'effecteur et la cible et la barre de jugement. ....	179
<b>Figure 25</b> : Deuxième version du dispositif Immertrack. (a) environnement virtuel ; (b) effecteur représenté par un vaisseau spatial et cible représentée par une planète ; (c) écran d'accueil expliquant les instructions de base pour la tâche et la procédure. ....	180
<b>Figure 26</b> : Feedback visuel relatif à la connaissance de résultat fournie à la fin de chaque essai de la tâche de poursuite. ....	182
<b>Figure 27</b> : Feedback visuel relatif à la connaissance de résultat fournie à la fin d'un bloc d'essais de la tâche de poursuite. ....	183
<b>Figure 28</b> : Feedback visuel relatif à la connaissance de résultat fournie à la fin d'un d'essai de la tâche de pointage. ....	184
<b>Figure 29</b> : Feedback visuel relatif à la connaissance de la performance : (a) planète en rouge lorsque le vaisseau n'est pas en contact avec la planète ; (b) en vert lorsque le vaisseau est en contact avec la planète.....	184

**Figure 30 :** Feedback visuel relatif à la connaissance de de la performance fournie durant l'exécution de la tâche de poursuite. (a) dispose d'une ligne qui relie l'effecteur à la cible ; (b) absence du feedback..... 185

**Figure 31 :** Procédure utilisée pour augmenter le niveau de difficulté de la tâche de poursuite selon la performance de l'utilisateur à chaque séance..... 186

**Figure 32:** Adaptation des périphériques d'entrée. (a) télécommande ; (b) trackers..... 188

## LISTE DE TABLEAUX

<b>Tableau 1</b> : Les principes de l'apprentissage moteur intégrée dans la rééducation par la réalité virtuelle.....	97
<b>Tableau 2</b> : Tâches visuo-manuelles du dispositif Immertrack 2 .....	181

# **Introduction générale**

La paralysie cérébrale est la déficience motrice la plus fréquente chez l'enfant (Graham et al., 2016). Elle résulte de lésions irréversibles sur le cerveau en cours de développement du fœtus ou du nourrisson qui entraînent des perturbations du mouvement ou de la posture, souvent accompagnés de troubles sensoriels, perceptifs et cognitifs (Bax et al., 2005; Rosenbaum et al., 2007). Au niveau du membre supérieur, les perturbations du mouvement les plus fréquemment observées sont des altérations du tonus musculaire, du contrôle moteur sélectif, des faiblesses musculaires, et une diminution des amplitudes articulaires (Boyd et al., 2001). Ces déficiences impliquent des limitations des activités quotidiennes qui nécessitent l'utilisation du membre supérieur, ce qui entraîne des restrictions de la participation sociale (Brændvik et al., 2010; Klingels et al., 2012).

La rééducation motrice constitue un élément important des soins courants proposés aux enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale, avec des finalités en termes d'autonomie, de participation sociale et de qualité de vie (Faccioli et al., 2023; Jackman et al., 2021; Novak et al., 2020). Différentes stratégies de rééducation sont utilisées pour permettre aux enfants de gagner en fonctionnalité, comprenant notamment les interventions dites conventionnelles (e.g., les mobilisations passives, le renforcement musculaire, les thérapies neurodéveloppementales) (Boyd et al., 2001; Sakzewski et al., 2014). Cependant, ces stratégies de rééducation conventionnelle peuvent présenter des limites, comme les longues périodes de traitement, la forte douleur ressentie, les protocoles trop répétitifs et peu ludiques ou la difficulté de transposition des améliorations acquises vers les activités de la vie quotidienne. Par ailleurs, ces techniques se concentrent essentiellement sur la récupération des déficiences et très peu sur la fonctionnalité des enfants et des adolescents dans les activités de la vie quotidienne. Il est intéressant de noter que les résultats les plus probants dans le domaine de la rééducation motrice concernent les stratégies qui intègrent des principes d'apprentissage moteur destinés à des améliorations fonctionnelles (Bleyenheuft et al., 2015; Faccioli et al., 2023; Kilcioglu et al., 2023; Novak et al., 2020). Ces interventions consistent en une pratique intensive avec des objectifs définis et une difficulté croissante des tâches proposées, ainsi que l'utilisation d'un feedback sensoriel (Muratori et al., 2013). Malgré les preuves tangibles de son efficacité, l'intégration des principes de l'apprentissage moteur dans la pratique clinique est loin d'être systématisé, du fait notamment de la méconnaissance des praticiens et la difficulté de les rendre opérationnels (Levac et al., 2009; Levin & Demers, 2021).

Depuis une vingtaine d'années, la réalité virtuelle a connu une utilisation importante dans le domaine de la rééducation, ce qui a permis d'apporter de nouvelles solutions (Keshner, 2004; Keshner et al., 2019; Weiss et al., 2006). Ainsi, plusieurs études ont montré que des environnements et des tâches virtuelles permettent une mobilisation active du membre supérieur dans un environnement ludique et attractif (Harris & Reid, 2005) et que les caractéristiques des environnements virtuels favorisent l'intégration des principes d'apprentissage moteur dans les interventions motrices (Levac & Sveistrup, 2014; Levin et al., 2015a; Levin & Demers, 2021; Massetti et al., 2014). Cependant, les preuves des bénéfices de la réalité virtuelle dans la rééducation du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale sont encore hétérogènes et peu robustes, rendant difficile la prise de décision quant à son utilisation dans la pratique clinique (Chen et al., 2018; Fandim et al., 2020; Rathinam et al., 2019).

Par ailleurs, il semble que les études existantes dans le domaine de la rééducation en réalité virtuelle se concentrent sur l'évaluation des effets de technologies peu immersives et de vidéo games disponibles dans le commerce (e.g., Wii™, Xbox™, PlayStation™). Certains auteurs soulignent que ces jeux vidéo grand public ayant été développés à des fins de divertissement, ne sont pas adaptés aux limitations des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale (Demers et al., 2021; Rathinam et al., 2019). En plus d'être d'un usage souvent difficile pour les jeunes en situation de handicap moteur, ces dispositifs ne permettent pas d'intégrer de manière optimale les principes de l'apprentissage moteur dans les interventions motrices. De plus, il n'a pas encore été établi si les environnements plus immersifs (e.g., à l'aide d'un casque de réalité virtuelle), proposant des activités plus réalistes semblables aux contextes de la vie réelle par rapport aux environnements non-immersifs (e.g., à l'aide d'un écran de télé), pouvaient conduire à de meilleurs résultats moteurs et fonctionnels chez les jeunes patients. A ce jour, il reste donc plusieurs questions à explorer dans ce domaine émergent, notamment concernant les aspects liés aux effets des dispositifs de réalité virtuelle plus immersifs et développés spécifiquement pour la rééducation. Par conséquent, dans ce travail de thèse, nous nous sommes intéressés au développement de nouvelles technologies de réalité virtuelle pour la rééducation motrice du membre supérieur chez des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale, et à leur impact sur les capacités motrices et fonctionnelles.

Le premier objectif de cette thèse était de concevoir et de développer un dispositif de réalité virtuelle immersive pour la rééducation motrice du membre supérieur d'enfants et d'adolescents

atteints de paralysie cérébrale. Le deuxième objectif de ce travail doctoral était d'évaluer l'efficacité de ce dispositif sur des paramètres moteurs, fonctionnels, motivationnels et de cinématique du mouvement chez des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale unilatérale et bilatérale.

Ce manuscrit s'articulera en trois parties, la première correspond au cadre théorique (chapitre 1, 2 et 3), la seconde à la partie empirique (chapitres 4, 5 et 6) comprenant la présentation des trois études réalisées dans le cadre de cette thèse, et la troisième partie correspond à la discussion générale et à la conclusion.

**Le premier chapitre** de ce manuscrit présentera les éléments pertinents permettant de définir et de caractériser la paralysie cérébrale. Dans une première partie, nous aborderons la prévalence, les facteurs de risque, la physiopathologie et les classifications de cette déficience. La seconde partie traitera des conséquences de la paralysie cérébrale sur le plan moteur et fonctionnel.

**Le deuxième chapitre** présentera les différentes stratégies de prise en charge au niveau moteur et fonctionnel des atteintes de la paralysie cérébrale. Nous aborderons les différentes méthodes d'évaluation et les stratégies de prise en charge médicale et rééducative. Concernant la prise en charge rééducative, nous aborderons les stratégies de rééducation les plus conventionnelles et les plus intensives et récentes qui visent l'intégration des principes de l'apprentissage moteur. Ce chapitre se conclura par la présentation des limites des stratégies employées en rééducation motrice.

**Le troisième chapitre** de ce manuscrit est axé sur la rééducation en réalité virtuelle. Nous présenterons les aspects techniques suivis de l'intérêt de cette technologie dans la rééducation motrice. De manière plus précise, ce chapitre abordera les preuves existantes sur l'utilisation de la réalité virtuelle dans la rééducation du membre supérieur des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale. Nous présenterons également les limites de l'utilisation de la réalité virtuelle dans le contexte de prise en charge rééducative, ainsi que les recommandations pour la conception et le développement de dispositifs en réalité virtuelle pour les interventions thérapeutiques.

**Le chapitre quatre** sera consacré à la première étude de cette thèse. Il s'agit d'une revue systématique avec méta-analyse qui vise à établir un état des lieux des dispositifs de réalité

virtuelle utilisés dans les interventions motrices pour la rééducation des patients atteints de paralysie cérébrale, ainsi que leurs effets sur la rééducation du membre supérieur des enfants et des jeunes adultes atteints de cette déficience.

**Le chapitre cinq** est composé de deux parties. La première présentera la seconde étude de cette thèse, qui vise à évaluer l'impact des contraintes d'une tâche de poursuite effectuée dans un environnement virtuel immersif sur les performances de participants adultes. Nous présenterons ensuite la démarche de développement du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice du membre supérieur. Ce développement a été basé sur les résultats de cette seconde étude de thèse.

**Le sixième et dernier chapitre** présentera la troisième étude menée dans le cadre de cette thèse, visant à évaluer les effets du dispositif de réalité virtuelle développé, sur la rééducation du membre supérieur d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale. Nous avons mené un essai contrôlé randomisé et nous nous sommes intéressés aux effets du dispositif sur les paramètres moteurs, fonctionnels et cinématiques du membre supérieur, ainsi qu'aux facteurs motivationnels liés à l'utilisation du dispositif de réalité virtuelle par les enfants et adolescents.

Enfin, la troisième et dernière partie de ce manuscrit sera consacrée à la discussion des résultats, suivie d'une conclusion générale. Nous discuterons notamment des contributions scientifiques et cliniques de cette thèse, ainsi que de ses limites, et nous proposerons de potentielles pistes pour de études futures.

## Contexte

Cette thèse a été dirigée par Nicolas Benguigui, Professeur d'Université à l'UFR STAPS de l'Université de Caen Normandie et membre de l'UMR CNRS 6072 GREYC, et co-encadrée par Pascale Leconte, Maître de Conférences à l'UFR STAPS de l'Université de Caen Normandie et membre de l'UMR 1075 COMETE. Ce travail doctoral repose en grande partie sur le projet RV-REEDUC, co-financé par la Région Normandie et l'Union Européenne dans le cadre du programme opérationnel FEDER/FSE 2014-2020. Le projet RV-REEDUC a pour objectif de développer des protocoles de rééducation en réalité virtuelle pour les enfants et les adolescents avec des atteintes neuromotrices du membre supérieur. Ces protocoles reposent sur l'utilisation de tâches visuo-manuelles d'interaction avec des objets en mouvement. Ainsi, dans le cadre de ce projet, des tâches ludiques de pointage et de poursuite virtuelles ont été développées afin de rééduquer les capacités motrices et fonctionnelles du membre supérieur des patients atteints de paralysie cérébrale. A terme, ce projet devrait permettre de proposer de nouvelles pratiques pour les structures de rééducation et de réadaptation, et contribuer au développement de nouveaux outils pour la pratique clinique.

Le projet RV-REEDUC étant pluridisciplinaire, il implique des partenaires de différentes disciplines et de différentes institutions françaises (Figure 1). Sur le plan scientifique, ce projet rassemble des chercheurs et des enseignants-chercheurs des Universités de Caen Normandie (laboratoires GREYC - Groupe de Recherche en Informatique, Image, et Instrumentation de Caen et COMETE - Mobilités : Vieillesse, Pathologie, Santé), de Rouen Normandie (laboratoire CETAPS - Centre d'Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives) et de Nice-Sophia-Antipolis (laboratoire LAMHESS - Laboratoire Motricité Humaine Expertise Sport Santé). Ces collaborateurs possèdent des expertises complémentaires dans différents domaines, notamment les sciences du mouvement, la rééducation et l'activité physique, le handicap, la réalité virtuelle, l'ergonomie et les psychologies sociale, clinique et cognitive.

Les collaborateurs cliniques proviennent de domaines variés, comme la médecine physique et de réadaptation, la kinésithérapie et l'ergothérapie. Ces professionnels exercent au sein de différentes institutions normandes, telles que l'Institut d'Education Motrice François Xavier FALALA et le Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants et Adolescents La Clairière (CMPR), les deux basés à Hérouville Saint - Clair et l'Etablissement Public Autonome (EPA) Helen Keller basé au Havre.

Concernant le partenaire industriel, nous avons bénéficié de la collaboration de l'équipe de la société *Open Mind Innovation* basée à Caen et d'un designer externe pour le développement du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice. Nous avons aussi eu le soutien d'un développeur informatique du laboratoire CIREVE (Centre Interdisciplinaire de Réalité Virtuelle) de l'Université de Caen Normandie pour cette démarche de développement.

**RV-REEDUC**

Utilisation de tâches d'interactions perceptivo-motrices  
en Réalité Virtuelle (RV) pour la rééducation du membre  
supérieur chez les enfants et les adolescents

Projet financé par



RÉGION  
NORMANDIE



UNION EUROPÉENNE  
Projet bénéficiaire  
du Fonds européen  
de développement régional
















**L'équipe scientifique**  
 Pr Nicolas BENGUIGUI (CesamS, EA 4260)  
 Dr Pascale LECONTE (COMETE, UMR 1075)  
 Dr Héloïse BAILLET (CesamS, EA 4260)  
 Mme Simone BURIN-CHU (CesamS, EA 4260)  
 Dr Laure LEJEUNE (CesamS, EA 4260)  
 Pr Régis THOUVARECQ (CETAPS, EA 3832)  
 Dr Corentin CLEMENT-GUILLOTIN (LAMHESS, EA 6312)

**Structures de rééducation partenaires**  
 CMPR La Clairière  
 IEM François Xavier Falala

**Figure 1 :** Affiche du projet RV-REEDUC présentant les partenaires scientifiques et cliniques

# **Partie I : Cadre théorique**

## **Chapitre 1 : La paralysie cérébrale**

Le premier chapitre de cette thèse présente la définition de la paralysie cérébrale, sa prévalence, ses origines, ainsi que les différentes classifications de cette déficience. Nous verrons que la paralysie cérébrale entraîne des tableaux cliniques assez hétérogènes qui dépendent du type, de la localisation et du moment de la lésion du système nerveux central. D'un point de vue clinique, ces lésions sont susceptibles de provoquer des altérations des fonctions des membres supérieurs qui limitent les activités fonctionnelles des enfants et des adolescents et restreignent leur participation sociale. Ces altérations seront abordées dans la deuxième partie de ce chapitre.

### **1 Historique et définition de la paralysie cérébrale**

La paralysie cérébrale (du terme anglo-saxon « cerebral palsy »), désigne un groupe de troubles permanents du mouvement et de la posture résultant de lésions irréversibles survenues sur un cerveau en développement (Bax, 1964; Graham et al., 2016; Rosenbaum., et al., 2007). Ce concept a évolué au cours des 150 dernières années, tout comme la façon de classer, de diagnostiquer et de traiter cette déficience (Chabrier et al., 2020; Morris, 2007). D'après les rapports historiques, la première description des caractéristiques anatomiques d'une paralysie congénitale a été faite par Jean-Baptiste Cazauvieilh en 1827 à partir d'observations de 12 femmes atteintes d'une forme unilatérale de paralysie, âgées de 19 à 68 ans (Chabrier et al., 2020). Cependant, les premières discussions sur les atteintes neuromotrices de la paralysie cérébrale ont été élucidées par le chirurgien orthopédiste William John Little. Une série de conférences de Little ont été publiées dans les années 1843 et 1862 mettant en évidence les causes des atteintes motrices liées aux lésions cérébrales de l'enfance (Little, 1862). Dans ces rapports, Little a décrit des cas de troubles affectant les enfants dans leurs premières années de vie. Ces troubles étaient caractérisés par des altérations du tonus musculaire liées à une lésion cérébrale subie lors d'une naissance prématurée, d'un accouchement difficile ou d'une asphyxie néonatale. A cette époque, la paralysie cérébrale était connue sous le nom de « maladie de Little » (Hanssen et al., 2021).

Le terme paralysie cérébrale a été utilisé pour la première fois en 1889 par William Osler dans une série de cinq conférences intitulées « The Cerebral Palsies of Children ». Osler a développé un système de classification basé sur la distribution de l'atteinte motrice des membres (i.e., hémiplégie infantile, hémiplégie spastique bilatérale et paraplégie spastique). Quelques années plus tard, entre 1891 et 1897, Sigmund Freud a identifié des facteurs prénataux et postnataux liés à la paralysie cérébrale et a développé un système de classification basé sur l'hypothèse temporelle de la survenue de la lésion (Hanssen et al., 2021). Plus récemment, dans les années 1950, le médecin français Guy Tardieu a proposé le terme « infirmité motrice cérébrale (IMC) » pour identifier cette atteinte motrice. Le terme infirmité motrice cérébrale a été très répandu dans les pays francophones, mais il est devenu peu utilisé aujourd'hui dans les milieux cliniques et scientifiques, laissant place au terme universel de « paralysie cérébrale ». Tardieu a aussi élargi la définition de la paralysie cérébrale en la désignant comme un trouble non progressif, à prédominance motrice résultant de lésions précoces pré-, péri- ou post-natales, parfois accompagnées d'altérations sensorielles et d'une déficience partielle des fonctions supérieures sans déficience intellectuelle (Chabrier et al., 2020; Hanssen et al., 2021). Martin Bax a ensuite décrit en 1964 la paralysie cérébrale comme un trouble du mouvement et de la posture résultant d'une lésion survenue sur un cerveau immature. Dans la même période, le « Little Club »<sup>1</sup> a démarré un travail au Royaume-Uni visant une meilleure compréhension de cette déficience motrice (Chabrier et al., 2020).

Depuis les premiers travaux menés sur la paralysie cérébrale, plusieurs tentatives ont été effectuées au fil des ans pour mieux la définir. En 2004, un symposium composé par un panel d'experts internationaux a eu lieu à Bethesda (États-Unis) afin de s'accorder sur une définition consensuelle et actualisée de la paralysie cérébrale. Bax et collaborateurs ont ensuite publié en 2005, un article présentant une large discussion de cette définition consensuelle. Cette définition a été révisée en 2007 par Rosenbaum et al. (p. 9) de la manière suivante : *la paralysie cérébrale est « un groupe de troubles permanents du développement du mouvement et de la posture, entraînant une limitation de l'activité, attribués à des perturbations non progressives qui se sont produites dans le cerveau en développement du fœtus ou du nourrisson. Les troubles moteurs de la paralysie cérébrale s'accompagnent souvent de troubles de la sensation, de la*

---

<sup>1</sup> Little Club : réunion d'experts constituée pour discuter les terminologies et les classifications de la paralysie cérébrale.

*perception, de la cognition, de la communication et du comportement, ainsi que par de l'épilepsie et par des problèmes musculosquelettiques secondaires* »<sup>2</sup>. Cette définition reste aujourd'hui la plus acceptée et la plus largement utilisée dans les domaines clinique et de la recherche sur la plan mondial.

## 2 Epidémiologie de la paralysie cérébrale

La paralysie cérébrale représente la première cause de handicap moteur chez l'enfant, touchant 17 millions de personnes dans le monde (Graham et al., 2016). Les estimations de sa prévalence varient considérablement d'un pays à l'autre, en fonction de facteurs démographiques, économiques et de santé publique (McIntyre et al., 2022). Selon la Fondation Paralysie Cérébrale<sup>3</sup> en France, 125 000 personnes sont diagnostiquées d'une paralysie cérébrale. Cette atteinte concerne quatre naissances par jour en moyenne.

Une collaboration internationale d'équipes de recherche impliquant le *Registre des Handicaps de l'Enfant en Haute-Garonne (RHE31)* et le *Réseau Européen SCPE « Surveillance of Cerebral Palsy in Europe »* a publié en 2022, la première étude mondiale sur l'évolution de la prévalence de la paralysie cérébrale à la naissance depuis une décennie (McIntyre et al., 2022). Ces résultats plus récents comprennent des données provenant de 41 régions dans 27 pays. Selon ces auteurs, la prévalence actuelle de la paralysie cérébrale pour les pays à revenu élevé est de 1,6 pour 1000 naissances vivantes. Les estimations dans les pays à revenu faible et moyen sont plus élevées (2,3 à 3,4 pour 1 000 naissances vivantes), mais les sources de données sont mal établies. Ces données peuvent être sous-estimées en raison d'une mortalité infantile élevée et des difficultés à identifier les enfants ayant une atteinte légère, notamment lorsque les registres dans ces pays n'existent pas ou sont en cours de développement. Il est intéressant de noter que l'étude de McIntyre et al. (2022) ainsi que d'autres publiées précédemment (Galea et al., 2019; Sellier et al., 2016; Touyama et al., 2016) suggèrent une diminution de la prévalence

---

<sup>2</sup> Définition de la paralysie cérébrale : “*Cerebral Palsy describes a group of permanent disorders of the development of movement and posture, causing activity limitations, attributed to non-progressive disturbances that occurred in the developing fetal or infant brain. The motor disorders of cerebral palsy are often accompanied by disturbances of sensation, perception, cognition, communication and behavior, epilepsy, and by secondary musculoskeletal problems*”. D'après Rosenbaum et al. (2007): A report: the definition and classification of cerebral palsy.

<sup>3</sup> Fondation Paralysie Cérébrale. Fondation française qui a pour vocation de promouvoir et soutenir la recherche sur la paralysie cérébrale, œuvrer pour la qualité des soins et la diffusion des connaissances et des bonnes pratiques.

des nouveaux cas de paralysie cérébrale entre les années 1980 et 2010. Selon ces auteurs, ces changements continus dans la prévalence de la paralysie cérébrale peuvent être le résultat des progrès dans la médecine et du développement social et économique des pays analysés.

La paralysie cérébrale est une déficience complexe qui implique une étiologie hétérogène (Rosenbaum et al., 2007). Ainsi, les causes de la paralysie cérébrale sont multifactorielles et sont liées à des facteurs pré-conceptionnels, prénataux, périnataux ou néonataux et postnataux (Korzeniewski et al., 2018), qui augmentent le risque de lésions du système nerveux central à un stade précoce du développement (Sadowska et al., 2020).

Les facteurs pré-conceptionnels de la paralysie cérébrale concernent les conditions de santé et de vie de la mère avant la grossesse et sont susceptibles d'avoir un impact sur le développement du fœtus. Ces facteurs peuvent inclure une composante génétique, ainsi que des maladies maternelles, une consommation de drogues et de substances illicites, une malnutrition, des infections, des troubles du système immunitaire, des fausses couches, des traitements de fertilité ou un faible statut socio-économique (Tollaños et al., 2014) ; Sadowska et al., 2020).

Les facteurs prénataux sont liés au déroulement de la grossesse (Jones et al., 2007; Reddihough & Collins, 2003). Dans ce cadre, les causes sont liées à des troubles congénitaux tels qu'une malformation cérébrale, une infection développée par le fœtus (e.g., cytomégalovirus, toxoplasmose) ou un accident vasculaire cérébral durant la période du développement intra-utérin (Jones et al., 2007). Les anomalies placentaires et le retard de la croissance fœtale, les saignements vaginaux et les grossesses multiples peuvent également être associés au développement de la paralysie cérébrale (Korzeniewski et al., 2018; Sadowska et al., 2020).

Les facteurs périnataux ou néonataux (i.e., pendant l'accouchement ou dans les premiers moments de la naissance) peuvent résulter d'un accident vasculaire cérébral néonatal, d'une infection, d'un traumatisme, d'une détresse néonatale lors d'un accouchement difficile, d'une circularité du cordon ombilical ou de graves crises d'épilepsie sévères du nouveau-né (Sadowska et al., 2020). La prématurité est l'une des principales causes de la paralysie cérébrale avec un risque qui augmente avec la diminution de l'âge gestationnel (Moster et al., 2010).

Les facteurs postnataux (i.e., pendant les deux premières années de vie) sont caractérisés par des infections systémiques, la survenue de crises d'épilepsie, des maladies du système respiratoire, une assistance respiratoire artificielle (e.g., une ventilation mécanique invasive),

des traumatismes crâniens, des maladies métaboliques, du syndrome de la mort subite du nourrisson après réanimation ou des hémorragies intracrâniennes (Sadowska et al., 2020). Il est important de noter que la paralysie cérébrale peut résulter d'une ou plusieurs causes, mais également qu'une proportion importante des diagnostics établis ne dispose pas d'étiologie connue (Jones et al., 2007).

### **3 Critères diagnostiques de la paralysie cérébrale**

Dans la plupart des cas, le diagnostic de la paralysie cérébrale est établi entre le 12<sup>ème</sup> et le 24<sup>ème</sup> mois de vie de l'enfant (Granild-Jensen et al., 2015; Novak et al., 2017). Cependant, grâce à l'avancement des technologies, telles que l'imagerie cérébrale, il semble possible d'établir un diagnostic avant l'âge de 6 mois (Novak et al., 2017). En fait, un diagnostic précoce est essentiel, car il permet une intervention plus précoce au cours de la première période du développement (Paul et al., 2022). Cela permet ainsi d'administrer précocement le traitement nécessaire pour minimiser les atteintes et favoriser les mécanismes de neuroplasticité (McIntyre et al., 2011; Paul et al., 2022). Toutefois, la détermination du moment optimal du diagnostic de la paralysie cérébrale reste une question controversée. En effet, des diagnostics trop précoces peuvent engendrer des erreurs. Il apparaît que les registres disponibles concernant les taux d'erreurs de diagnostic sont limités, et les informations disponibles suggèrent que les erreurs ou les diagnostics faux positifs surviennent le plus souvent avant l'âge de 18 mois (Bosanquet et al., 2013).

Le diagnostic de la paralysie cérébrale repose sur la combinaison d'informations cliniques qui concernent la grossesse, la période périnatale et postnatale immédiate, les étapes du développement neuro-psychomoteur et les maladies de la petite enfance. Ceci est complété par des évaluations physiques associées à la neuro-imagerie, y compris la résonance magnétique, les biomarqueurs et l'échographie crânienne (Paul et al., 2022). Le diagnostic précoce commence par le recueil des antécédents médicaux et implique l'utilisation de la neuro-imagerie et des outils d'évaluation standardisés neurologiques (e.g. Hammersmith Infant Neurological Examination - HINE). L'évaluation des dysfonctionnements des mouvements (i.e., *General Movement Assessment-GMA*) qui révèlent des mouvements généraux absents ou anormaux pouvant correspondre à la paralysie cérébrale sont également utilisés (Novak et al., 2017). La revue systématique menée par Bosanquet et collègues en 2013 a identifié des preuves

de niveau fort indiquant que le *General Movement Assessment* peut prédire avec précision le développement d'une paralysie cérébrale, suivie par des preuves de niveau intermédiaire en faveur de l'utilisation de l'imagerie par résonance magnétique chez les enfants nés à terme et de l'examen neurologique chez les nourrissons plus âgés, et des preuves de niveau faible pour l'échographie chez les enfants prématurés.

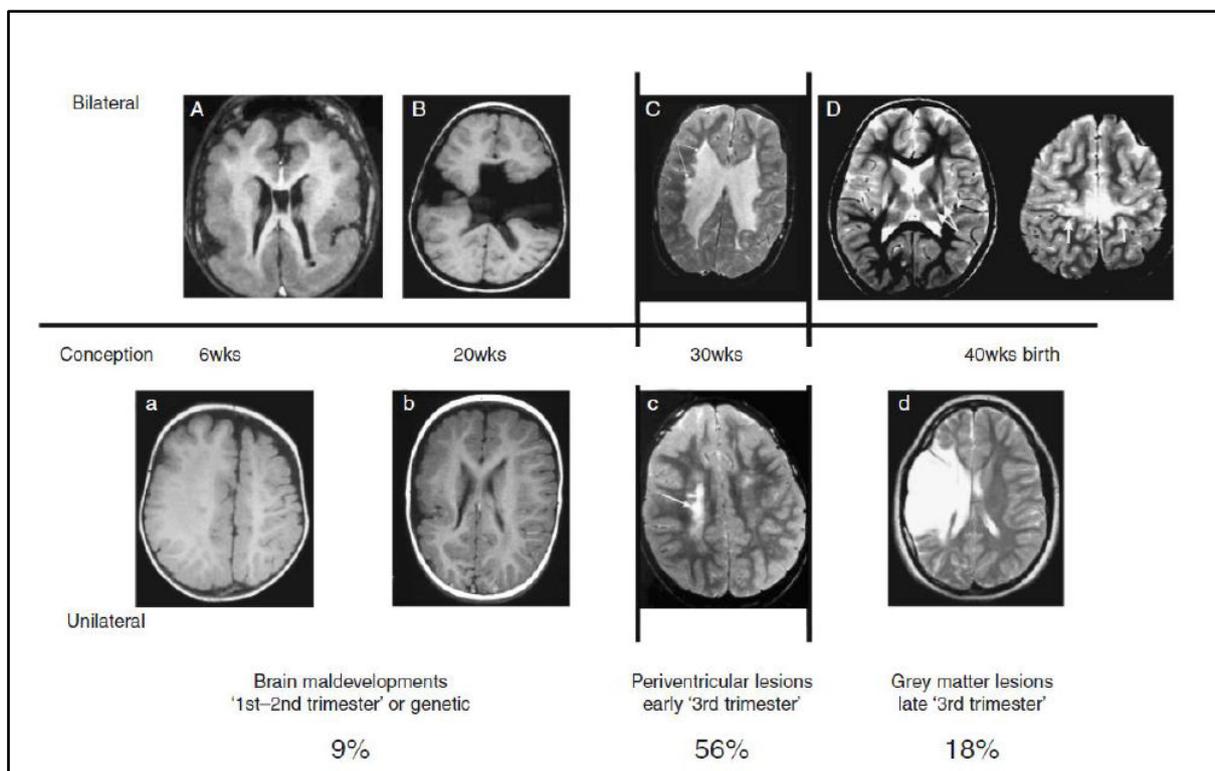
#### **4 Les mécanismes physiopathologiques de la paralysie cérébrale**

La physiopathologie de la paralysie cérébrale est très hétérogène. La plupart des cas de paralysie cérébrale (environ 90 %) sont le résultat de lésions du tissu cérébral (Bax et al., 2006), les 10 % restants étant liés à un mauvais développement des structures du cerveau (i.e., une dysplasie cérébrale). La localisation anatomique de la lésion cérébrale peut être d'origine pyramidale, extrapyramidale ou cérébelleuse, ce qui peut avoir un impact sur la complexité clinique de la paralysie cérébrale (Colver et al., 2014).

Bax et collaborateurs ont mené une étude en 2006 pour identifier les zones de lésion liées à la paralysie cérébrale à l'aide d'imagerie par résonance magnétique chez 351 enfants âgés de deux ans ou plus. Les auteurs ont identifié des lésions de la substance blanche immature, y compris une leucomalacie périventriculaire dans 42,5 % des cas, suivie de lésions des ganglions de la base dans 12,8 % des cas, de lésions corticales/sous-corticales dans 9,4 %, de malformations cérébrales concernant 9 % des participants, d'infarctus corticaux focaux dans 7,4 % des cas et de lésions diverses dans 7,1 % des enfants analysés. Les lésions de la substance blanche à un stade immature ont été associées à la diplégie, l'hémiplégie et la tétraplégie (voir sous-section 5.1). Les lésions des ganglions de la base et du thalamus ont été associées principalement à des cas de paralysie cérébrale du type dystonique avec un faible pourcentage de cas de quadriplégie spastique et de diplégie. Les infarctus corticaux focaux étaient presque exclusivement liés à un diagnostic clinique d'hémiplégie. Les auteurs ont également identifié des cas de malformations principalement associées à l'hémiplégie.

La revue systématique de Krägeloh-Mann & Horber menée en 2007 recensant les études utilisant l'imagerie par résonance magnétique chez des enfants diagnostiqués de paralysie cérébrale a également identifié des malformations cérébrales dans 9 % des cas. Ces auteurs ont constaté une fréquence plus élevée de lésions périventriculaires de la substance blanche dans 56 % des cas, suivies de lésions de la substance grise corticale et profonde dans 18 % des enfants

analysés (Figure 2). Par ailleurs, les malformations cérébrales et les lésions de la substance grise ont été observées plus fréquemment chez les enfants nés à terme que chez les enfants prématurés. Les lésions périventriculaires de la substance blanche étaient significativement plus fréquentes chez les enfants nés prématurément que chez les enfants nés à terme.



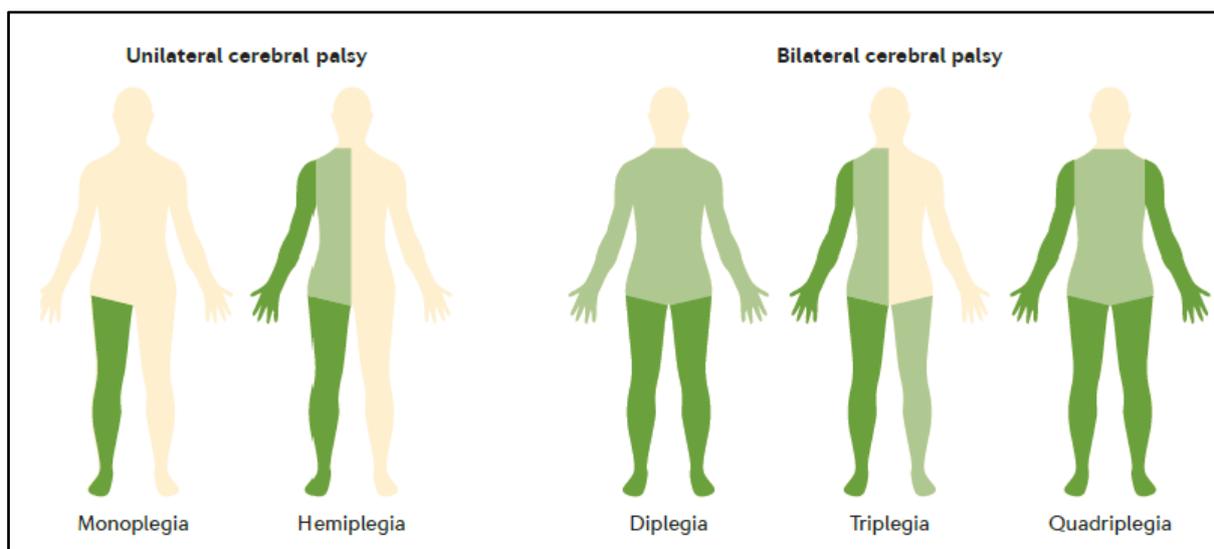
**Figure 2:** Schéma d'imagerie prédictive de la paralysie cérébrale et temps de la lésion d'après Krägeloh-Mann et Horber, 2007

## 5 Classifications de la paralysie cérébrale

Le tableau clinique de la paralysie cérébrale peut se décomposer en différentes caractéristiques qui dépendent de la localisation anatomique, du moment et de l'extension des lésions cérébrales (Feys et al., 2010; Krägeloh-Mann & Horber, 2007). Pour cette raison, il existe une hétérogénéité des schémas d'atteintes motrices et des degrés de gravité dans les zones fonctionnelles, ce qui complique la catégorisation de la paralysie cérébrale en suivant une seule classification. Ainsi, la paralysie cérébrale peut être classifiée en fonction de la topographie de l'atteinte motrice, de la typologie du trouble moteur et du niveau de la capacité motrice, ou bien de la limitation fonctionnelle (Graham et al., 2016).

## 5.1 Classification selon la topographie de l'atteinte motrice

La paralysie cérébrale est classée en deux grandes catégories liées à la localisation topographique de l'atteinte motrice qui peut être unilatérale ou bilatérale (Graham et al., 2016; Rosenbaum, et al., 2007). Selon la terminologie donnée par le *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE)* (Cans, 2007), les *formes unilatérales* peuvent se diviser en deux types : (i) la monoplégie/parésie avec l'atteinte d'un membre (plus souvent le membre inférieur), et (ii) l'hémiplégie/parésie qui concerne l'atteinte de la moitié verticale du corps (le membre supérieur est généralement plus touché que le membre inférieur). Les *formes bilatérales* peuvent se diviser en trois types : (i) la diplégie/parésie avec l'atteinte des deux membres (les inférieurs sont plus touchés), (ii) la triplégie avec une atteinte unilatérale des membres supérieurs et inférieurs ainsi qu'une atteinte d'un troisième membre de l'autre côté du corps (plus souvent le membre inférieur), et (iii) la quadriplégie touchant les quatre membres ainsi que le tronc (Figure 3).



**Figure 3 :** Classification selon la topographie de la paralysie cérébrale d'après le Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). Figure extraite de l'étude de Graham et al., 2016. La zone verte indique la région du corps touchée

## 5.2 Classification selon la typologie de l'atteinte motrice

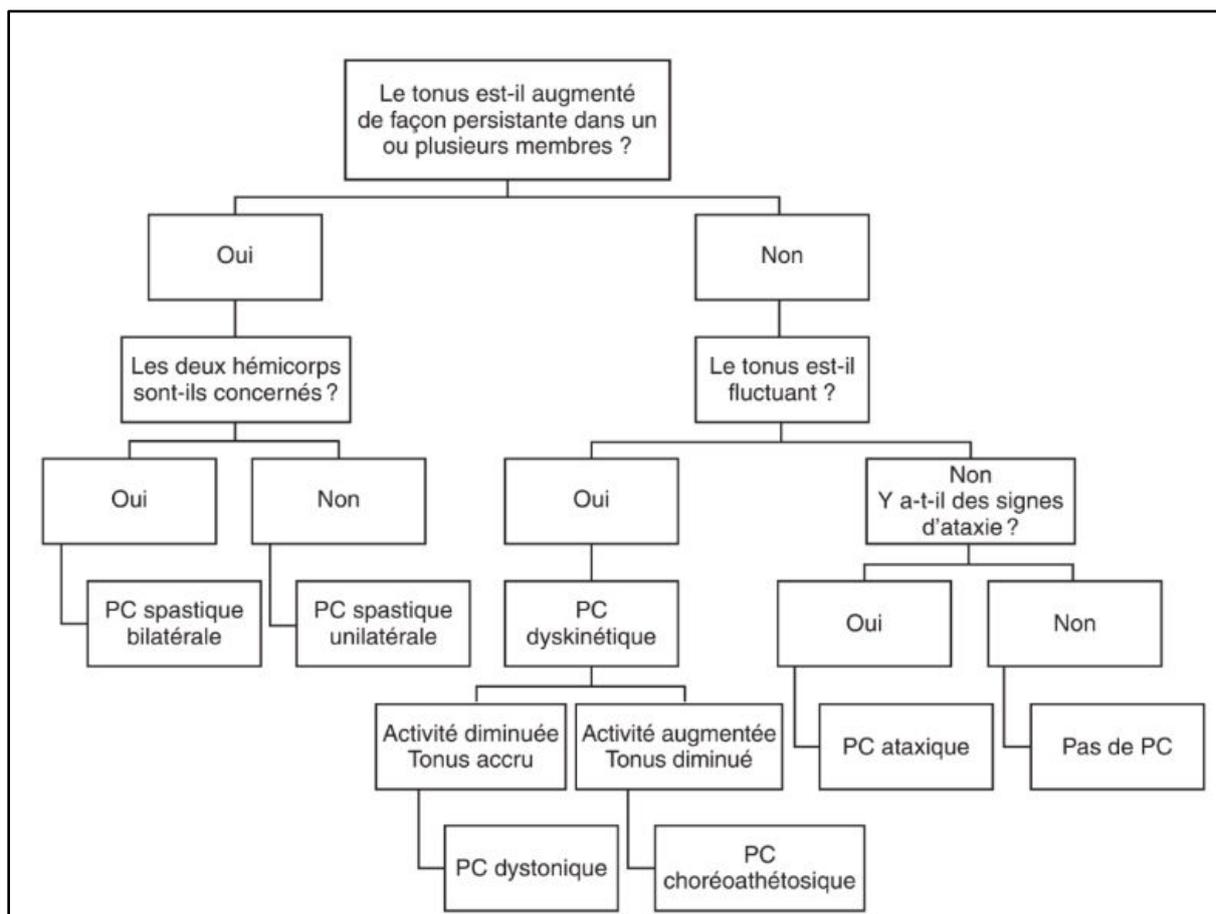
Le *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe* classe la paralysie cérébrale selon sa typologie (forme) en : spastique, dyskinétique, ataxique (Figure 4) et mixte.

La *forme spastique* est liée à des lésions de la voie pyramidale (cortex moteur) et est caractérisée par une augmentation du tonus et des contractions musculaires perturbant les postures et les mouvements, ainsi que des réflexes pathologiques qui peuvent être exacerbés (e.g. hyperréflexie) ou des signes pyramidaux (e.g. la réponse de Babinski) (Cans, 2007). La paralysie cérébrale spastique est rapportée comme la plus courante touchant environ 70 à 90 % des cas. Cette forme peut se diviser en paralysie cérébrale spastique unilatérale (autour de 31 % des cas) et en spastique bilatérale (autour de 52 % des cas).

La *forme dyskinétique* est liée à une atteinte de la voie extrapyramidale avec des lésions dans les ganglions de la base ou le thalamus. Cette typologie se caractérise par la présence de mouvements involontaires, incontrôlés et parfois stéréotypés (Cans, 2007). La *forme dyskinétique* représente 10 % des cas de paralysie cérébrale.

La *forme ataxique* représente 6% de tous les cas et est liée à des lésions au niveau du cervelet. Cette forme est caractérisée par des difficultés de la coordination motrice et de l'équilibre affectant la motricité fine et la locomotion (Cans, 2007). Les personnes dyskinétiques et ataxiques présentent des atteintes des deux côtés du corps.

La *forme mixte* de la paralysie cérébrale représente 6 % des cas, et est caractérisée par l'association de deux types d'atteintes, soit la spasticité avec l'ataxie, soit la spasticité associée à la dyskinésie (Bekteshi et al., 2021; Tedroff et al., 2022).



**Figure 4 :** Classification selon la typologie de l’atteinte motrice de la paralysie cérébrale selon *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe*. Figure extraite de l’ouvrage de Truscelli (2017). PC : paralysie cérébrale

### 5.3 Classifications selon le niveau moteur

D’autres systèmes de classification de référence de la paralysie cérébrale permettent également de classer cette déficience selon le niveau d’atteintes motrices et fonctionnelles présentées par le patient. Ces systèmes permettent une discussion plus précise entre les professionnels de santé ainsi qu’une meilleure stratification des personnes atteintes de paralysie cérébrale. Ces classifications permettent également une meilleure compréhension de la situation du handicap par la famille et le patient lui-même (Paulson & Vargus-Adams, 2017).

Le *Manual Ability Classification System (MACS)* permet de décrire comment un enfant ou un adolescent de 4 à 18 ans atteint de paralysie cérébrale utilise habituellement ses bras et ses mains pour manipuler des objets dans le cadre des activités quotidiennes à la maison, à l’école et dans la communauté (Eliasson et al., 2007). Cette classification comprend cinq niveaux, dans

laquelle le niveau I représente une efficacité manuelle élevée (i.e., une manipulation d'objets sans difficulté) et le niveau V une limitation sévère (i.e., l'enfant ou l'adolescent ne manipule pas d'objets) (Figure 5).

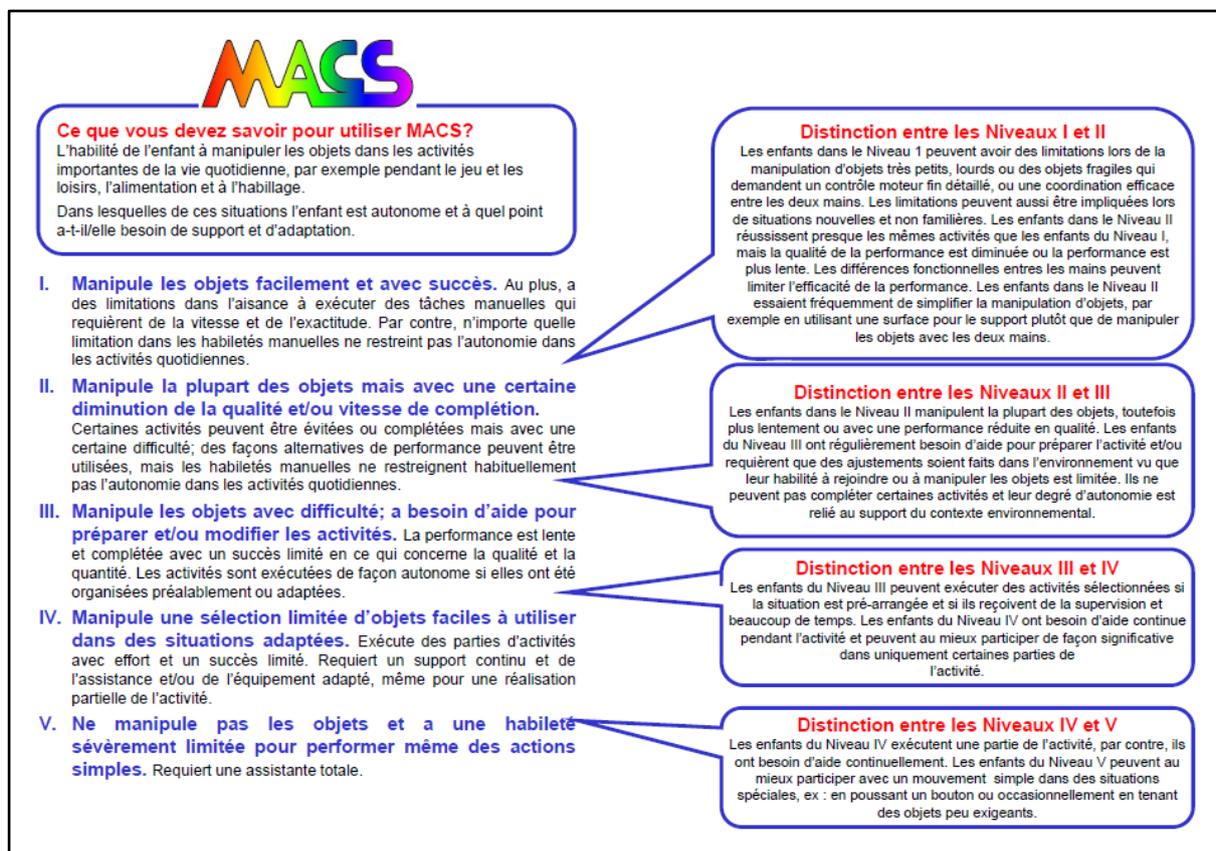
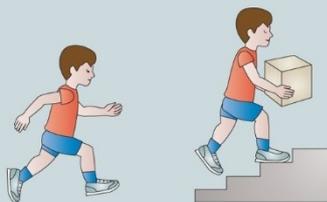
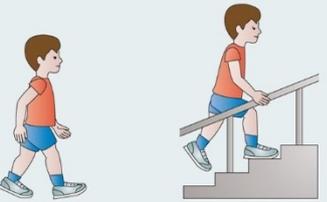
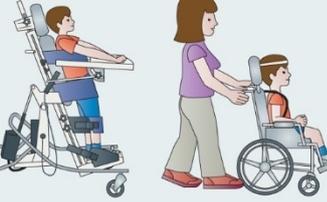


Figure 5 : Les cinq niveaux du Manual Ability Classification System (MACS) d'après Eliason et al. (2007)

Le *Gross Motor Function Classification System (GMFCS)* a été développé pour classer les fonctions motrices globales des personnes atteintes de paralysie cérébrale de 2 à 18 ans (Palisano et al., 1997) (Figure 6). Il décrit les mouvements auto-initiés et l'utilisation de dispositifs d'assistance (i.e., déambulateurs, béquilles, cannes, fauteuils roulants) pour la mobilité au cours des activités quotidiennes (Paulson & Vargus-Adams, 2017). Cette classification comprend également cinq niveaux dont le premier correspond à l'atteinte la plus légère (i.e., l'enfant marche sans restriction de mouvement), et le niveau V à l'atteinte la plus sévère (i.e., l'enfant est transporté en fauteuil roulant manuel poussé par un adulte).

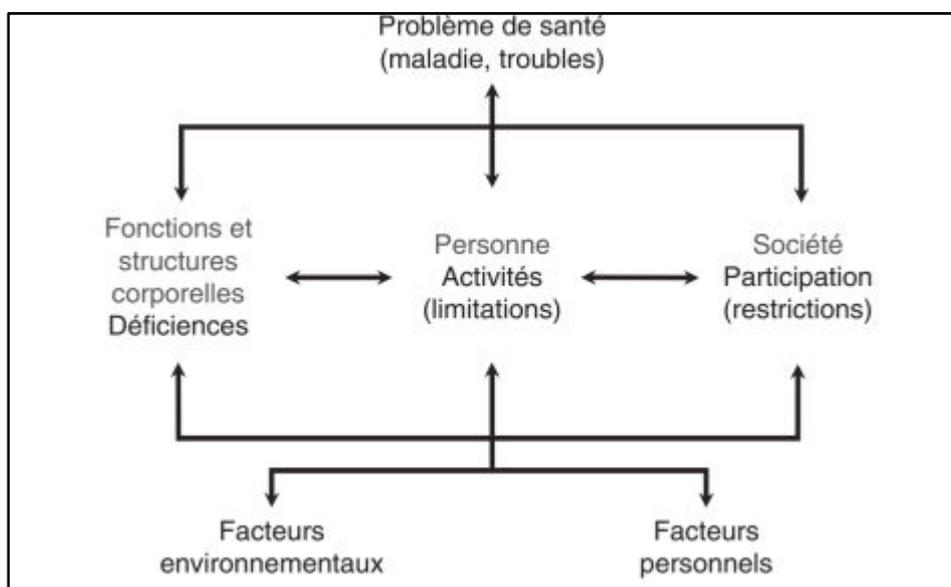
GMFCS expanded and revised between 6 <sup>th</sup> and 12 <sup>th</sup> birthday: descriptors and illustrations	
	<p><b>GMFCS level I</b> Children walk at home, school, outdoors and in the community. They can climb stairs without the use of a railing. Children perform gross motor skills such as running and jumping, but speed, balance and coordination are limited.</p>
	<p><b>GMFCS level II</b> Children walk in most settings and climb stairs holding onto a railing. They may experience difficulty walking long distances and balancing on uneven terrain, inclines, in crowded areas or confined spaces. Children may walk with physical assistance, a hand-held mobility device or use wheeled mobility over long distances. Children have only minimal ability to perform gross motor skills such as running and jumping.</p>
	<p><b>GMFCS level III</b> Children walk using a hand-held mobility device in most indoor settings. They may climb stairs holding onto a railing with supervision or assistance. Children use wheeled mobility when travelling long distances and may self-propel for shorter distances.</p>
	<p><b>GMFCS level IV</b> Children use methods of mobility that require physical assistance or powered mobility in most settings. They may walk for short distances at home with physical assistance or use powered mobility or a body support walker when positioned. At school, outdoors and in the community children are transported in a manual wheelchair or use powered mobility.</p>
	<p><b>GMFCS level V</b> Children are transported in a manual wheelchair in all settings. Children are limited in their ability to maintain antigravity head and trunk postures and control leg and arm movements.</p>

**Figure 6:** Les cinq niveaux du Gross Motor Function Classification System (GMFCS) d'après Palisano et al. (1997)

## 6 Le modèle de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé dans le cadre de la paralysie cérébrale

La Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) (World Health Organization, 2001) (Figure 7) est un modèle biopsychosocial qui a été proposée par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) en 2001 afin de classer la fonctionnalité des individus présentant des problèmes de santé ou des troubles, ainsi que de fournir un langage et une structure standardisés pour décrire et organiser les informations relatives au fonctionnement et au handicap. Une version spécifique de la CIF a été élaborée pour les enfants et les adolescents (CIF-EA). Cette deuxième classification définit les caractéristiques de cette

population en développement ainsi que l'influence de l'environnement sur son développement (Organisation Mondiale de la Santé, 2012).



**Figure 7** : Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) d'après l'World Health Organization (2001)

Le fonctionnement est un terme générique qui comprend les fonctions et structures corporelles, les activités et la participation. Ainsi, la CIF définit la situation de handicap selon ces trois domaines : (i) les structures (i.e., parties anatomiques du corps, tels que les organes, les membres et leurs composants) et les fonctions du corps (i.e., fonctions physiologiques des systèmes corporels), (ii) les activités (i.e., tâche ou action réalisée par l'individu), et (iii) la participation (i.e., l'implication de la personne dans une situation de vie réelle). La situation de handicap résulte d'une chaîne d'évènements : les déficiences des fonctions et structures corporelles entraînent des limitations d'activités, qui entraînent des restrictions de la participation sociale de l'individu. Ainsi, un domaine a un impact sur une autre. Par ailleurs, certains aspects peuvent être influencés par le contexte dans lequel l'individu vit, et la CIF reconnaît deux autres domaines, à savoir les facteurs environnementaux et les facteurs personnels, qui peuvent contribuer positivement ou négativement à produire une situation de handicap (Bickenbach et al., 2012). Ainsi, cette classification permet de prendre en compte le contexte dans lequel vivent les personnes en situation de handicap (Novak et al., 2013).

Parce que la CIF fournit un ensemble d'éléments permettant de comprendre le fonctionnement et le handicap du patient dans un contexte holistique et d'un point de vue biopsychosocial, elle

est largement utilisée dans les soins des personnes atteintes de paralysie cérébrale (Schiariti et al., 2015). Dans le cadre de cette déficience, un enfant ou un adolescent présentant une atteinte peu sévère peut uniquement présenter de légères difficultés au niveau du système musculosquelettique (i.e., domaine des fonctions), tandis qu'un autre ayant une atteinte plus sévère peut rencontrer des difficultés dans les activités de la vie quotidienne associées à des comorbidités qui affectent sa participation sociale (Paul et al., 2022). Ce système est donc une classification de la santé qui aborde les questions de fonctionnalité, plutôt que les déficiences corporelles comme unique centre d'intérêt (Schiariti et al., 2015).

## **7 Les conséquences de la paralysie cérébrale sur le plan moteur et fonctionnel**

La paralysie cérébrale entraîne principalement des troubles moteurs des membres supérieurs et inférieurs, de la posture et de la locomotion. Elle peut aussi entraîner des conséquences considérables sur le plan cognitif, psychologique et social. Dans le cadre de ce travail de thèse, nous nous sommes plus particulièrement intéressés aux atteintes des membres supérieurs et aux conséquences motrices et fonctionnelles chez des enfants et des adolescents.

Les différentes formes d'atteintes motrices présentées précédemment (spastique, dyskinétique et ataxique) et l'association de plusieurs déficiences impliquent des tableaux cliniques variés affectant la fonctionnalité du membre supérieur. On estime que 60 % des enfants et des adolescents avec une paralysie cérébrale présentent des atteintes du membre supérieur (Fedrizzi et al., 2003 ; Paulson & Vargus-Adams, 2017), dont la sévérité varie selon la localisation et l'extension de la lésion cérébrale (Holmefur et al., 2013). Ainsi, dès l'enfance, on observe une désorganisation motrice qui se traduit par des troubles moteurs primaires, secondaires et tertiaires. Les lésions cérébrales vont entraîner des conséquences primaires qui comprennent des altérations du tonus musculaire et de la sélectivité du contrôle moteur, des faiblesses musculaires et des mouvements anormaux. Des atteintes secondaires peuvent se développer progressivement sur le système musculosquelettique en croissance en réponse aux déficits primaires provoquant des contractures et des rétractions musculaires, ainsi que des déformations osseuses. Les troubles tertiaires se caractérisent par des compensations mises en place pour améliorer les capacités motrices malgré les déficiences primaires et secondaires (Papavasiliou, 2009).

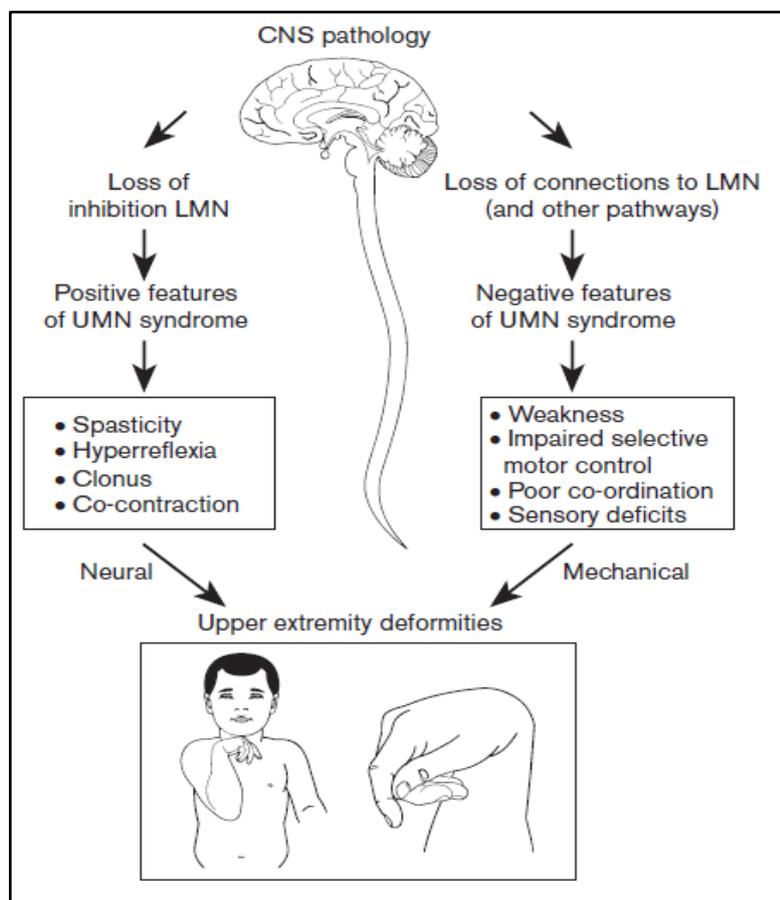
Ces déficiences des fonctions motrices et structures des membres supérieurs limitent les activités et restreignent considérablement la participation sociale des enfants et des adolescents (Boyd et al., 2001 ; Klingels et al., 2010 ; McConnell et al., 2012). Nous discuterons dans les sections suivantes des différentes conséquences de la paralysie cérébrale sur le plan moteur et fonctionnel du membre supérieur selon ces trois domaines principaux de la CIF : (i) les déficiences des fonctions et structures corporelles, (ii) les activités et (iii) la participation sociale.

## **7.1 Les déficiences des fonctions et structures corporelles**

Les dysfonctionnements des membres supérieurs sont présents dans toutes les typologies de la paralysie cérébrale, mais ils sont plus courants dans la forme spastique (Boyd et al., 2001). Dans cette atteinte motrice, le trouble du mouvement est caractérisé cliniquement comme un syndrome du motoneurone supérieur avec des signes dits « positifs » et « négatifs » (Figure 8). Parmi les signes dits « positifs », nous identifions des altérations telles que la spasticité (voir sous-section 1.7.1.1), l'hyperréflexie (i.e., augmentation anormale des réflexes), le clonus (i.e., série de contractions rapides et réflexes apparaissant à la suite de l'étirement brusque de certains muscles) et la co-contraction (i.e., activation simultanée d'au moins deux muscles durant un mouvement). Les signes dits « négatifs », reflètent la diminution ou l'absence du développement des mécanismes de contrôle sensorimoteur appropriés, ce qui entraîne des faiblesses musculaires et de la fatigue, des altérations du contrôle moteur sélectif, des perturbations sensorielles et de la coordination motrice (Chin et al., 2005). Le développement et l'association de ces déficiences peuvent provoquer des déformations neuro-orthopédiques du membre supérieur (Arnould et al., 2007).

Le type dyskinétique est identifié comme la forme la plus sévère et incapacitante de paralysie cérébrale (Himmelman et al., 2009), avec 65 % des enfants et des adolescents présentant un niveau IV-V selon le *Manual Ability Classification System* (i.e., une capacité manuelle sévèrement affectée) (Carnahan et al., 2007 ; Prével et al., 2019). Cette forme de paralysie cérébrale se caractérise par des mouvements anormaux, involontaires et incontrôlés, associées à des altérations de la régulation du tonus musculaire (i.e., dystonie et choréoathétose ; voir sous-section.7.1.1) et de la coordination motrice (Monbaliu, Himmelman, et al., 2017). Les contractions musculaires involontaires peuvent également entraîner un désalignement des

articulations et par conséquent des douleurs au niveau des structures du membre supérieur (Bekteshi et al., 2023).



**Figure 8 :** Pathologie neuromusculaire du membre supérieur dans la paralysie cérébrale d'après l'étude de Chin et al. (2005)

Dans les cas des formes ataxiques résultant d'une atteinte du cervelet, les enfants et les adolescents avec cette typologie peuvent présenter une altération de la coordination motrice des membres supérieurs, de sorte que les mouvements sont effectués avec une force et une précision réduite, ainsi qu'avec des troubles du rythme. L'ataxie peut aussi se traduire par des tremblements dans l'exécution des mouvements (Bekteshi et al., 2023).

Les déficiences des fonctions et structures rencontrées dans les trois formes de paralysie cérébrale se développent tout au long de l'enfance et sont souvent accompagnées d'autres atteintes qui engendrent des altérations sensorimotrices. Cela inclut des difficultés dans des domaines tels que la coordination visuo-motrice et la planification des mouvements. Nous détaillerons dans les sous-sections suivantes ces déficiences touchant le membre supérieur.

### 7.1.1 Les troubles du tonus musculaire

La spasticité, appelée également hypertonie spastique, a été décrite par Lance en 1980 comme « un trouble moteur caractérisé par une augmentation vitesse-dépendante du réflexe tonique d'étirement, avec une exagération des réflexes ostéotendineux, résultant d'une hyperexcitabilité du réflexe d'étirement et qui est une des composantes du syndrome pyramidal »<sup>4</sup>. Au niveau du membre supérieur, la prévalence de la spasticité est estimée à environ 80 % (Makki et al., 2014), et est plus fréquemment observée sur les muscles fléchisseurs du coude, les pronateurs d'avant-bras, les fléchisseurs du poignet et des doigts (Gracies, 2005). En général, les enfants et les adolescents avec une spasticité sont susceptibles de présenter une rigidité musculaire accrue ainsi que des contractures musculaires (Delp, 2003 ; Fridén & Lieber, 2003 ; Østensjø et al., 2007). Les perturbations du tonus musculaire peuvent affecter les fonctions du bras et de la main (Chin et al., 2005), limitant ainsi les actions d'atteinte et de préhension (van den Noort et al., 2017). De plus, en raison des mouvements et des postures involontaires, ces altérations peuvent provoquer des douleurs dans les structures du membre supérieur (Novak et al., 2020).

La dystonie est caractérisée par des contractions ou co-contractions musculaires continues ou intermittentes qui altèrent les mouvements volontaires (Graham et al., 2016). La dystonie peut être plus présente dans les typologies dyskinétiques (Haberfehlner et al., 2020; Himmelmann et al., 2009). La forme dyskinétique peut aussi être caractérisée par une altération du tonus du type choréoathétose. Contrairement à la dystonie, la choréoathétose est caractérisée par un tonus musculaire fluctuant (Monbaliu, Himmelmann, et al., 2017). La dystonie et la choréoathétose se produisent indépendamment l'une de l'autre, mais la dystonie est davantage prédominante dans les cas de paralysie cérébrale (Bekteshi et al., 2023). Elle est généralement plus visible et a un impact plus important sur les fonctions motrices que la choréoathétose, ce qui affecte la gravité des troubles des membres supérieurs (Bekteshi et al., 2023).

### 7.1.2 La faiblesse musculaire

Chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale, la faiblesse musculaire peut avoir des multiples causes telles que des variations dans le type de fibre musculaire, la fonction

---

<sup>4</sup> Lance, J.W. (1980). Pathophysiology of Spasticity and Clinical Experience with Baclofen: Disordered Motor Control, Year Book, Chicago, 185-204.

de l'unité motrice, la co-contraction des muscles agonistes et des antagonistes, ainsi que la rigidité musculaire. De plus, la taille des fibres musculaires peut varier de façon anormale, étant plus courtes avec un diamètre plus réduit que celles des enfants typiques, et la distribution des types de fibres peut être modifiée (Rose et al., 1994). Les muscles des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale présentent un tissu contractile réduit, des sarcomères excessivement étirés et une perte de titine sarcomérique, ce qui contribue à réduire le potentiel de force musculaire active (Howard & Herzog, 2021).

Dekkers et al. (2020) ont identifié une faiblesse musculaire du côté le plus atteint, mais également du côté le moins touché chez des enfants de 7 à 12 ans atteints d'une paralysie cérébrale unilatérale spastique. Ces enfants présentaient une force isométrique de flexion et d'extension du poignet et du coude plus faible que les participants avec un développement typique. Les auteurs indiquent ainsi que même dans le cas d'atteintes unilatérales, l'évaluation de la force musculaire du membre supérieur non atteint devrait faire partie de l'évaluation des déficiences des fonctions et structures du membre supérieur.

Dans le cas des atteintes bilatérales, Eek & Lidman (2021) ont évalué la force musculaire du bras de 39 participants, âgés de 5 à 15 ans, présentant des niveaux I et II de capacité manuelle selon le *Manual Ability Classification System (MACS)*. Dans cette étude, la force musculaire de quatre groupes musculaires (abducteurs de l'épaule, extenseurs et fléchisseurs du coude et extenseurs du poignet) a été mesurée à l'aide d'un dynamomètre. Les auteurs ont trouvé une faiblesse musculaire plus importante dans les extenseurs du poignet et les abducteurs de l'épaule chez les enfants avec un niveau II de la capacité manuelle.

### **7.1.3 Le contrôle moteur sélectif déficient**

Une réunion de consensus sur les troubles moteurs pédiatriques des *National Institutes of Health*<sup>5</sup> réunissant des experts de différentes disciplines cliniques et de recherche qui s'est déroulée en 2005, a défini le contrôle moteur sélectif déficient comme « *la capacité réduite d'isoler l'activation des muscles selon un schéma sélectionné en réponse aux exigences d'une posture ou d'un mouvement volontaire* » (Sanger et al., 2006). Le terme cité dans cette définition, « *activation des muscles selon un schéma sélectionné* », est considéré comme le

---

<sup>5</sup> National Institutes of Health. Institutions gouvernementales des États-Unis qui s'occupent de la recherche médicale et biomédicale.

niveau d'activité simultanée de chaque muscle d'un groupe musculaire dans lequel certains peuvent être activés tandis que d'autres sont détendus. Ainsi, la déficience de la sélectivité du contrôle moteur peut être considérée comme l'incapacité à isoler l'activation d'un muscle déterminé.

La sélectivité du contrôle moteur est un élément essentiel du mouvement humain sain, permettant un contrôle agile et indépendant des mouvements articulaires. Dans le cas de la paralysie cérébrale, cette déficience est liée à des lésions des voies corticospinales en cours de développement (Cahill-Rowley & Rose, 2014). Ces atteintes ont ainsi un impact sur l'exécution des actions motrices, ce qui peut entraîner une diminution de la fluidité et une réduction de la vitesse du mouvement (Chin et al., 2005). Les déficiences du contrôle moteur sélectif chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale impliquent des schémas de mouvement dominés par des synergies de muscles fléchisseurs ou extenseurs qui perturbent les mouvements fonctionnels du membre supérieur, tels que ceux d'atteinte. Prenons l'exemple de l'action de porter un verre à la bouche, qui nécessite un contrôle moteur sélectif pour effectuer une combinaison de flexions du coude tout en maintenant l'extension du poignet. Dans ce cas, si le contrôle moteur sélectif est déficient, une synergie obligatoire des fléchisseurs du membre supérieur empêchera l'extension du poignet et gênera cette activité fonctionnelle (Cahill-Rowley & Rose, 2014).

Bien qu'il existe un consensus entre les praticiens sur le fait que la déficience du contrôle moteur sélectif ait un impact sur la fonction des membres supérieurs, les connaissances à ce sujet sont encore limitées et les études sont davantage axées sur les membres inférieurs (Gordon, 2016). Récemment, un premier outil a été développé pour évaluer les altérations de cette déficience au niveau des membres supérieurs (Wagner et al., 2016). L'échelle *Selective Control of the Upper Extremity Scale (SCUES)* a été validée pour les enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale spastique. Ce test a été également corrélé à l'outil d'évaluation *Shriners Hospital Upper Extremity Evaluation (SHUEE)* développé pour mesurer la fonction motrice des membres supérieurs dans cette même population. Les auteurs indiquent que cette corrélation entre ces deux outils d'évaluation peut suggérer un lien entre le contrôle moteur sélectif et l'utilisation fonctionnelle spontanée du membre supérieur le plus atteint.

#### 7.1.4 Les déformations neuro-orthopédiques

La spasticité peut entraîner un raccourcissement musculo-tendineux provoquant des contractures fixes qui peuvent conduire à des anomalies de torsion des os longs, ainsi qu'à des instabilités et à des déformations articulaires (Chin et al., 2005). Dans ce cas, une contracture permanente peut se développer dans les structures du membre supérieur, provoquant des compensations et entraînant un raccourcissement de l'articulation (Dorman & Nixon, 2022). Une étude longitudinale portant sur 771 enfants atteints de paralysie cérébrale a révélé que 34 % d'entre eux présentaient des contractures musculaires des membres supérieurs. Les auteurs ont examiné le développement des contractures dès l'âge préscolaire et les premiers mouvements affectés étaient l'extension et la supination du poignet. Ces auteurs ont également identifié une diminution de l'amplitude passive des mouvements avec l'âge. Cette dernière était significative à un âge moyen de 4 ans pour l'extension du poignet et à un âge moyen de 7 ans pour la flexion de l'épaule, l'extension et la supination du coude. Les auteurs ont également montré que le niveau du *Manual Ability Classification System* était un facteur prédictif de l'apparition des contractures. Ainsi, les enfants présentant un niveau moteur V avec une atteinte sévère de la capacité manuelle avaient un risque 17 fois plus élevé de présenter des contractures que les enfants du niveau I (Hedberg-Graff et al., 2019).

Les déformations neuro-orthopédiques des membres supérieurs des enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale sont majoritairement caractérisées par une épaule en adduction et en rotation interne causée par la spasticité et la contracture des muscles grand et petit pectoraux ainsi que du sous-scapulaire, du coracobrachial et de la portion courte du biceps. Au niveau du coude, des déformations en flexion peuvent se produire en raison des altérations du biceps, du brachial et du brachioradiale. L'avant-bras est maintenu en pronation à cause d'une spasticité du rond pronateur, du carré pronateur et des épicondyliens médiaux. De plus, il peut y avoir des déformations en flexion du poignet, souvent accompagnées d'une déviation ulnaire, ainsi que des altérations au niveau du pouce dues à des spasmes de l'adducteur ou du fléchisseur du pouce (Chin et al., 2005 ; Gracies, 2005). Comme conséquence à ces déformations, les paralysés cérébraux peuvent subir une diminution de l'amplitude du mouvement (ROM) au niveau des différentes articulations du membre supérieur (Jeffries et al., 1999).

### 7.1.5 Les déficiences des coordinations motrices

La coordination motrice peut être définie comme « *l'ajustement spatio-temporel des contractions musculaires pour produire une action adaptée à un objectif poursuivi* »<sup>6</sup> (Rigal, 2003). La coordination motrice est généralement classée en globale (i.e., comportements moteurs liés à la posture et à la locomotion) ou en fine (i.e., mouvements discrets et de manipulation). Une tâche peut demander la coordination d'un seul membre ou des mouvements coordonnés entre les deux mains. Les mouvements peuvent être plus lents lorsque les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale utilisent uniquement leur main affectée par rapport à leur main non affectée (Boyd et al., 2001). Toutefois, la coordination entre les deux mains peut également être affectée, ce qui a un impact sur l'autonomie dans la vie quotidienne, puisque la plupart des activités requièrent une action bimanuelle (Sidiropoulos et al., 2021). En effet, lors des activités bimanuelles, des zones cérébrales telles que le cortex moteur primaire et l'aire motrice supplémentaire sont fortement activées pour assurer contrôle moteur pendant ces tâches. Ce sont des zones corticales qui sont fréquemment touchées dans la paralysie cérébrale unilatérale (Debaere et al., 2001; Toyokura et al., 1999).

Hung et al., (2007) ont étudié la coordination bimanuelle à l'aide d'une tâche d'ouverture de tiroir suivie de l'actionnement d'un interrupteur avec la main controlatérale chez des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale unilatérale, âgés de 8 à 16. Les performances de ces participants ont été comparées à celles d'enfants et d'adolescents du même âge ayant un développement typique. La tâche présentait des contraintes en termes de vitesse et de la main utilisée (i.e., atteinte et non atteinte). Les enfants atteints de paralysie cérébrale étaient moins coordonnés dans la tâche proposée et cela a été influencé par la main utilisée. Dans ce cas, la gravité de la déficience de la main atteinte était prédictive d'une mauvaise coordination bimanuelle lorsque la main non atteinte lançait la tâche, suggérant que plus la déficience de la main était importante, plus la réalisation de la tâche était longue.

Une habileté fréquemment associée à la coordination motrice est la dextérité manuelle (Abdelhaleem et al., 2022). Cette habileté a été définie par Fleishman & Reilly (1992) comme « *la capacité à effectuer des mouvements habiles des bras et des mains pour manipuler des*

---

<sup>6</sup> Robert Rigal 2003. Motricité humaine. Fondements et applications pédagogiques - Tome . Neurophysiologie perceptivomotrice, 3e édition.

*objets relativement grands dans des conditions de vitesse élevée* »<sup>7</sup>. La dextérité des doigts a été définie par ces mêmes auteurs comme « *la capacité à manipuler habilement et de manière contrôlée des objets minuscules, principalement avec les doigts* ». La dextérité manuelle globale des deux mains et des doigts sont des facteurs prédictifs importants de la capacité manuelle et peut également être perturbée dans la paralysie cérébrale (Arnould et al., 2007). Une étude transversale menée auprès de 30 enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale âgés de 8 à 15 ans, a montré une corrélation significative entre les scores de dextérité manuelle obtenus l'aide du *Box and Blocks Test* (pour la dextérité manuelle) et ceux de capacité manuelle obtenus avec le *Manual Ability Classification System*. Les participants avec des niveaux plus sévères de la capacité manuelle ont présenté une performance plus dégradée que ceux de niveaux plus légers dans le test de dextérité manuelle. Le degré de déformation de la main, les contractures et les perturbations du contrôle moteur ont eu un impact sur ces résultats (Golubović & Slavković, 2014).

#### **7.1.6 Les déficiences de la coordination visuo-motrice**

Les déficiences des fonctions motrices du membre supérieur présentées par les enfants et adolescents avec une paralysie cérébrale peuvent être exacerbées par les déficits d'intégration des informations sensori-motrices. La coordination visuo-motrice peut être définie comme la capacité à intégrer les fonctions visuelles et motrices en relation avec l'environnement externe pour réaliser des actions telles que l'atteinte, la saisie et la manipulation d'un objet (Crawford et al., 2004). La coordination visuo-motrice est une capacité complexe qui implique une combinaison de processus moteurs, y compris les mouvements des yeux, de la tête et des mains, ainsi que des systèmes sensoriels tels que la vision, le vestibulaire et le somatosensoriel. De plus, cette capacité requiert des processus perceptifs, ainsi que des aspects adaptatifs et anticipatoires des fonctions motrices (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Puisqu'une grande partie des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale présentent des déficiences sensorielles, perceptives et motrices (Rosenbaum et al., 2007), les capacités visuo-motrices sont souvent considérablement perturbées. Ainsi, les difficultés d'atteinte, de saisie et de manipulation peuvent être attribuées à des déficits primaires dans le contrôle moteur

---

<sup>7</sup> Fleishman, E., & Reilly, M. (1992). Handbook of human abilities: Definitions, Measurements and Job Task Requirements. In Palo Alto CA.

manuel et sensoriel, les réponses posturales anticipatoires, la capacité visuo-motrice ainsi que l'intégration de ces fonctions (Gore et al., 2020). La coordination visuo-motrice est nécessaire pour réaliser les activités complexes de la vie quotidienne qui impliquent le membre supérieur (Alwhaibi et al., 2020 ; Crawford et al., 2004), et son altération peut contribuer aux difficultés rencontrées par les enfants et les adolescents diagnostiqués de paralysie cérébrale (Surkar et al., 2018; Van Der Wee1 et al., 1996). Par conséquent, des activités fondamentales telles qu'écrire, dessiner, jouer, attraper une balle, s'habiller, entre autres, seront exécutées avec difficulté.

Il faut noter que peu d'études se sont intéressées aux causes des perturbations de la coordination visuo-motrice chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale, ainsi qu'à l'effet des interventions rééducatives permettant sa remédiation. Verrel et al. (2008) ont utilisé une tâche de préhension et de déplacement d'objets pour étudier la coordination visuo-motrice de 16 adolescents avec une paralysie cérébrale unilatérale, âgés de 14 à 19 ans, comparés à 10 sujets témoins sans atteintes neuro-motrices. Les auteurs ont noté que les participants atteints de paralysie cérébrale recouraient à un contrôle visuel plus important lorsqu'ils utilisaient leur main atteinte au début et pendant le transport d'objets, par rapport à leur côté non atteint et aux participants du groupe témoin. Cela révèle chez ces adolescents la nécessité de mettre en place des adaptations de la coordination œil-main, afin de faire face aux contraintes spécifiques du membre en mouvement, probablement pour compenser les déficits sensorimoteurs.

Saavedra et al. (2009) ont également comparé des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale à des participants ayant un développement typique. Ces auteurs ont utilisé des analyses cinématiques, de suivi oculaire à distance et un dispositif de soutien du tronc pour étudier le couplage fonctionnel de l'œil, de la tête et de la main chez 10 participants âgés de 6 à 16 ans. Les auteurs ont conclu que les mouvements oculaires chez les participants atteints de paralysie cérébrale étaient similaires à ceux de leurs pairs du groupe témoin. Cependant, par rapport à ces enfants avec un développement typique, les participants paralysés cérébraux ont eu des temps de réaction et de mouvement plus lents.

### **7.1.7 Les déficiences de la planification du mouvement**

La planification motrice désigne les processus impliqués dans la préparation d'un mouvement, survenant pendant la période du temps de réaction précédant l'initiation de l'action motrice, dans le but de l'exécuter correctement (Wong et al., 2015). Il s'agit d'un processus qui prend en

compte simultanément l'objectif et les contraintes du mouvement exécuté. En fait, cette action comprend des aspects tels que le contrôle anticipé, la préparation et la programmation motrice (Martinie et al., 2021). Le développement des capacités de planification motrice à différents âges dépend de processus cognitifs, visuels et moteurs, ainsi que du développement neurologique général. Chez les enfants au développement typique, cette capacité se développe entre 3 et 10 ans (Jongbloed-Pereboom et al., 2013; Weigelt & Schack, 2010), l'âge de 8 à 11 ans étant la période critique pour atteindre des performances de planification motrice comparables à celles d'un adulte (Martinie et al., 2021). Kurz et al. (2014) suggèrent que les perturbations dans les régions du cerveau liées à la paralysie cérébrale peuvent avoir un impact sur le processus de développement de la planification du mouvement. Lorsque cette capacité est perturbée, elle peut rendre les actions plus lentes et moins efficaces (Lust et al., 2018), affectant ainsi les activités (Steenbergen et al., 2013 ; Steenbergen & Gordon, 2007).

L'étude de Lust et al. (2018) a évalué la planification motrice à l'aide d'une analyse longitudinale dans laquelle les participants ont été évalués sur une période de trois ans. Vingt-deux enfants avec une paralysie cérébrale et 22 témoins âgés de 5 à 9 ans ont effectué une tâche de portage de barre dans laquelle certaines conditions (angles critiques) exigeaient qu'ils sacrifient le confort de la posture initiale pour atteindre le confort de l'état final. Les résultats ont montré que la capacité de planification motrice des participants atteints de paralysie cérébrale ne s'est pas améliorée au cours des trois évaluations. Ces résultats longitudinaux suggèrent une absence d'amélioration spontanée de la planification motrice dans le temps chez les enfants avec une paralysie cérébrale, ce qui peut s'expliquer par des dysfonctionnements neurophysiologiques dans les zones cérébrales affectées par cette déficience.

Dans le cadre d'une étude transversale, Crajé et al. (2010) ont étudié le développement de la planification motrice de 24 enfants atteints d'une paralysie cérébrale unilatérale âgés de 3 à 6 ans, comparés à un groupe témoin apparié selon l'âge. Les participants ont effectué une tâche de mouvement séquentiel qui a révélé une planification motrice altérée dans le groupe paralysie cérébrale. En outre, les auteurs ont constaté un effet de l'âge dans le groupe témoin, ce qui n'a pas été constaté dans le groupe expérimental. Dans le groupe témoin, les enfants de 5 et 6 ans ont démontré une meilleure planification anticipée que les enfants de 3 et 4 ans. Une étude similaire, menée par Janssen & Steenbergen en 2011 avec des enfants plus âgés (7-12 ans), n'a pas constaté des effets liés à l'âge chez les 13 participants atteints de paralysie cérébrale, ce qui confirme un développement déficient de la planification motrice dans ce groupe par rapport aux

enfants avec un développement typique. Les auteurs ont également identifié une altération de l'anticipation des mouvements dans la main atteinte chez les participants paralysés cérébraux, ce qui n'a pas été observé pour la main non affectée. D'autres études suggèrent également que l'altération des performances motrices dans la paralysie cérébrale peut être liée à une perturbation du contrôle visuel anticipatif et à des déficits dans la planification d'actions dirigées vers un objectif précis. Surkar et al. (2018) ont réalisé une étude avec comme objectif d'analyser le rôle de la vision dans la planification et l'exécution des actions chez 13 enfants atteints d'une paralysie cérébrale unilatérale spastique et 15 témoins, âgés de 3 à 8 ans. Les auteurs ont identifié une asynchronie dans le couplage temporel entre l'œil et la main, ce qui peut avoir un impact sur l'exécution finale de l'action dirigée vers un objectif.

La revue systématique de Martinie et al. (2021) avait l'objectif de synthétiser les données sur les déficiences de planification motrice au cours d'une tâche motrice des membres supérieurs chez des enfants, des adolescents et des jeunes adultes atteints paralysie cérébrale. D'après les 46 études incluses dans cette revue, les auteurs ont identifié des perturbations de la planification motrice dans la main la plus atteinte au niveau de l'échelle de force, ainsi que des altérations au niveau de la coordination visuo-motrice, du temps de réaction et de l'organisation spatio-temporels dans les deux.

## **7.2 Les limitations d'activité et les restrictions de participation sociale**

Les capacités unimanuelles telles que pointer, atteindre, saisir, porter et relâcher un objet sont fondamentales dans la vie quotidienne (Coluccini et al., 2007). Il faut aussi considérer que la plupart des activités de tous les jours requièrent l'interaction des deux membres supérieurs (e.g., boutonner une chemise, remonter une fermeture éclair, faire ses lacets, couper une viande, ouvrir une bouteille, etc.), ce qui peut être limité autant chez les enfants et adolescents avec des atteintes unilatérales que bilatérales. En fait, dans la paralysie cérébrale, la capacité réduite à utiliser le membre supérieur le plus atteint dans les différentes activités quotidiennes est associée aux déficiences des fonctions motrices et sensori-motrices présentées ci-dessus (Jeffries et al., 1999). Ces déficiences sont renforcées par des perturbations des systèmes sensoriel, perceptif et cognitif (Rosenbaum et al., 2007). Ainsi, l'utilisation limitée du membre supérieur chez les enfants et adolescents paralysés cérébraux, peuvent affecter les activités d'éducation, de loisir, de sport, les soins d'hygiène, etc. (Boyd et al., 2001).

Un aspect à considérer chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale est la non-utilisation ou la négligence du membre supérieur le plus atteint dans les activités quotidiennes. Depuis leur plus jeune âge, les enfants atteints d'une paralysie cérébrale unilatérale ou bilatérale ont tendance à utiliser leur membre supérieur sain ou le moins atteint de façon dominante dans les activités quotidiennes, ce qui conduit à l'habitude de ne pas utiliser le côté sain ou atteint, ou de manière moins fréquente. Chez ces enfants et adolescents, ce phénomène est connu comme « *developmental disregard* » ou « *non-utilisation apprise* » (Hoare et al., 2007; Taub et al., 2004). Cette perturbation est définie comme une difficulté à solliciter les fonctions et les capacités motrices potentielles du bras et de la main affectés pour un usage spontané dans la vie quotidienne (Houwink et al., 2011). En plus de gêner l'apprentissage de nouvelles habiletés unimanuelles et bimanuelles qui nécessitent la participation du membre le plus atteint, cette « non-utilisation apprise » du membre supérieur affecté peut intensifier l'altération du tonus musculaire, ainsi que la réduction du contrôle moteur, la diminution de l'amplitude des mouvements actifs et passifs et la faiblesse généralisée qui affecte le système musculosquelettique. Ces aspects rendent difficile l'acquisition des habiletés motrices dans les activités quotidiennes, en particulier les activités bimanuelles (Houwink et al., 2011; Zielinski et al., 2014).

Chiu et collaborateurs (2010) ont analysé l'impact de déficiences motrices variées (i.e., force, coordination, spasticité et contracture musculaire) sur la limitation de l'activité du membre supérieur chez des jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale unilatérale spastique. Ces auteurs ont également analysé si ces limitations pouvaient être corrélées à la restriction de participation sociale. L'interaction des quatre déficiences a été responsable de 63 % de la limitation d'activité chez les participants. Toutefois, les atteintes de la coordination du membre supérieur ont contribué de manière plus importante à ces limitations. Les auteurs ont noté une relation faible de 13 % entre les résultats de l'activité et la restriction de la participation.

Des revues systématiques ont également établi un lien entre les déficiences du membre supérieur, notamment concernant les déformations des membres supérieurs et la faiblesse musculaire avec des éléments de l'activité (Harvey et al., 2008; McConnell et al., 2011). Dans leur revue, Steenbergen & Gordon (2007) ont indiqué que les limitations d'activité dans la paralysie cérébrale unilatérale spastique peuvent également être liées à des perturbations dans la planification des mouvements se traduisant notamment par des mouvements lents et inefficaces du membre supérieur.

Les altérations d'activité et les restrictions de participation ne sont pas limitées aux formes spastiques de la paralysie cérébrale et sont souvent perturbées dans les autres typologies. Monbaliu et al. (2017) ont étudié les relations entre la dystonie et la choréoathétose avec l'activité, la participation et la qualité de vie chez 54 enfants et adolescents atteints d'une paralysie cérébrale dyskinétique, âgés de 14 ans. Les résultats de cette étude ont montré que la dystonie et la choréoathétose étaient toutes les deux corrélées avec les limitations de l'activité, de la participation et la qualité de vie. Toutefois, cette corrélation apparaît plus importante dans le cas de la dystonie. Par ailleurs, la dystonie des membres supérieurs semblait être plus liée aux déficits fonctionnels que la dystonie des membres inférieurs dans cette forme de paralysie cérébrale.

Dans une recherche avec des participants présentant les trois typologies de paralysie cérébrale (e.g., spastique, dyskinétique et mixte), Burgess et al. (2020) ont analysé les trajectoires de développement des soins personnels avec l'aide de l'outil *Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI)* chez 71 enfants atteints de paralysie cérébrale âgés de 2,5 ans à 12 ans et classés sur les cinq niveaux de capacité manuelle fonctionnelle selon le *Manual Ability Classification System*. Les résultats ont montré qu'entre l'âge de 5 à 12 ans, les enfants avec des niveaux I à III ont continué à progresser dans le développement des soins personnels. Cependant, chez les enfants classés dans le niveau IV, aucune évolution significative n'a été retrouvée. Dans le cas des enfants avec un niveau V, les auteurs ont identifié un déclin significatif de l'autogestion des soins, démontrant que le développement des soins personnels déficitaire était lié à la gravité de la déficience des capacités manuelles fonctionnelles.

Dans une étude basée exclusivement sur la dimension de participation sociale, Pashmdarfard & Shervin (2019) ont identifié une corrélation modérée entre la fonction des membres supérieurs selon le *Manual Ability Classification System* et la participation à des activités dans différents domaines chez 274 enfants atteints de paralysie cérébrale âgés de 6 à 12 ans. La corrélation la plus importante a été observée entre la fonction du membre supérieur et la participation aux activités instrumentales de la vie quotidienne. Ces auteurs ont également analysé les aspects impliquant des actions manuelles (e.g., jouer, étudier) et des actions non manuelles (e.g., dormir/se reposer), montrant que les limitations dans les activités sollicitant les fonctions manuelles étaient corrélées de manière plus significative avec les éléments de restriction de participation sociale.

## **8 Les troubles associés**

Bien que la paralysie cérébrale soit définie comme une déficience motrice, des troubles associés peuvent survenir. Les enfants et les adolescents atteints d'une paralysie cérébrale peuvent présenter des troubles des fonctions intellectuelles, de la communication, de l'alimentation, du sommeil, de la salivation et du système respiratoire (Vitrikas & Dalton, 2020). De plus, l'épilepsie peut être présente chez environ 30 à 50 % des personnes atteintes de paralysie cérébrale et est plus fréquente dans les cas les plus graves (Kwong et al., 1998; Wanigasinghe et al., 2010). La densité minérale osseuse peut être faible chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale, ce qui peut les exposer à un risque important d'ostéoporose et de fracture osseuse (Vitrikas & Dalton, 2020).

Des troubles des systèmes sensoriels, perceptifs et cognitifs associés à la vision (e.g., strabisme ou hémianopsie), à l'audition (e.g., perte auditive partielle ou totale), au toucher, à la proprioception et à la capacité d'interpréter ces informations ont également été observés chez cette population (Rosenbaum, Paneth, et al., 2007). Ces troubles peuvent être la conséquence des lésions primaires, ou de troubles secondaires, liées aux limitations d'activités qui restreignent l'apprentissage et le développement d'expériences sensorielles, perceptives et cognitives. Les enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale peuvent également présenter des dyspraxies visuo-spatiales, des troubles de l'attention, des troubles des fonctions exécutives et/ou de la mémoire (Novak et al., 2012).

### **Points clés du chapitre 1**

Les différentes formes d'atteintes motrices de la paralysie cérébrale (i.e., spastique, dyskinétique, ataxique et mixte) sont liées à la localisation et à la sévérité des lésions du système nerveux central, et entraînent des déficiences qui affectent la vie quotidienne des enfants et des adolescents concernés par cette déficience.

Afin d'aborder les conséquences motrices et fonctionnelles dans la paralysie cérébrale, nous nous appuyons sur les trois principaux domaines de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé pour présenter sa symptomatologie. Ainsi, nous avons montré que le tableau clinique de cette atteinte repose sur des déficiences variées des fonctions et structures corporelles.

Au niveau du membre supérieur, les déficiences peuvent varier en intensité et provoquer des perturbations du tonus, de la force musculaire, de la sélectivité de la commande motrice, de la coordination motrice et visuo-motrice et de la planification motrice. Ces déficiences limitent considérablement l'utilisation du membre supérieur dans les activités de la vie quotidienne et restreignent la participation sociale des enfants et des adolescents, notamment aux activités scolaires, sportives, de soins personnels, de loisir, à la maison etc.

Ces éléments constituent un raisonnement pour élaborer stratégies thérapeutiques adaptées dans le cadre de la paralysie cérébrale. Dans le chapitre 2 de ce manuscrit, nous aborderons les aspects qui composent la prise en charge thérapeutique des enfants et des adolescents atteints de cette déficience en considérant les éléments abordés dans le premier chapitre de ce document de thèse.

## **Chapitre 2 : La prise en charge du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

Comme évoqué dans le premier chapitre de ce manuscrit, la combinaison des différentes déficiences présentes dans la paralysie cérébrale contribue de manière significative aux limitations fonctionnelles rencontrées par les enfants et les adolescents dans leurs activités quotidiennes qui nécessitent l'utilisation du membre supérieur, telles que le fait d'atteindre, pointer, saisir, relâcher et manipuler des objets, et donc dans leur participation sociale (Boyd et al., 2001). C'est pourquoi une prise en charge efficace du membre supérieur chez ces jeunes patients constitue un enjeu crucial de la rééducation, afin de favoriser une meilleure réalisation des activités manuelles de la vie quotidienne (Faccioli et al., 2023). Ces améliorations permettent ainsi une meilleure autonomie au domicile, à l'école et dans la communauté (Sakzewski et al., 2014b).

Dans la première partie de ce chapitre, nous aborderons les principes qui guident la prise en charge de ces enfants et adolescents, puis les outils d'évaluation du membre supérieur utilisés dans la pratique clinique et la recherche. Cette partie sera suivie par la présentation des interventions utilisées dans le cadre d'une prise en charge médicale, chirurgicale et rééducative chez les enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale. Dans le cadre de la rééducation, nous présenterons les interventions motrices conventionnelles suivies des méthodes plus récentes orientées vers la fonctionnalité du patient et basées sur les principes de l'apprentissage moteur. Ces aspects de l'apprentissage moteur seront détaillés et mis en relation avec les stratégies requises pour un processus de rééducation efficace. Nous clôturons ce chapitre en présentant les limites des interventions abordées.

### **1 Les principes de la prise en charge chez l'enfant et l'adolescent atteint de paralysie cérébrale**

La paralysie cérébrale constitue une situation de handicap permanente qui nécessite des soins réguliers et continus (Cornec et al., 2022). De ce fait, une prise en charge pluridisciplinaire des différents atteintes et troubles associés depuis l'enfance jusqu'à l'âge adulte est nécessaire (Günel, 2011). Les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale sont pris en charge au sein de structures, au domicile ou à l'extérieur par des professionnels libéraux issus de

différentes spécialités, telles que des médecins, des kinésithérapeutes, des ergothérapeutes, des psychomotriciens, des enseignants en activité physique adaptée, des (neuro)psychologues, des orthophonistes, des orthoptistes, des éducateurs spécialisés, etc. (Coroian et al., 2022). Ces interventions, centrées sur l'amélioration des capacités motrices, fonctionnelles et cognitives, visent à développer chez l'enfant et l'adolescent une plus grande autonomie et intégration sociale, tout en cherchant à optimiser sa qualité de vie. C'est pourquoi, les principaux objectifs de la prise en charge doivent être en accord avec le projet de vie du patient en utilisant des techniques adaptées à la spécificité et à la complexité de la paralysie cérébrale (Rosenbaum, 2003).

Les objectifs des interventions varient d'un patient à l'autre en fonction du tableau clinique, des troubles associés et des capacités fonctionnelles, motrices et cognitives de l'enfant et de l'adolescent, et doivent être établis avec le patient et sa famille (Faccioli et al., 2023; Novak et al., 2020). Les directives concernant la paralysie cérébrale recommandent une prise en charge la plus précoce possible dès le moment du diagnostic, avec une orientation vers des spécialistes médicaux et paramédicaux (Boychuck et al., 2019). En effet, une orientation tardive vers un parcours de soins adapté peut limiter la capacité de l'enfant à atteindre son plein potentiel en termes de capacités de développement (McIntyre et al., 2011, 2022).

En 2020, Novak et collaborateurs ont conduit une revue avec un aperçu systématique des meilleures preuves disponibles des études publiées entre 2012 à 2019 sur les interventions pour la paralysie cérébrale. Les auteurs ont utilisé l'évaluation GRADE<sup>8</sup> et le système de feux tricolores d'alerte sur les preuves identifiées pour recommander ou déconseiller les interventions thérapeutiques (Figure 9). Ce travail a permis d'identifier 182 interventions, soit une augmentation de 118 par rapport à leur revue menée en 2013 qui a utilisé la même méthode (Novak et al., 2013). Cette revue systématique a mis en évidence deux éléments importants et actuels dans la prise en charge des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale, à savoir l'approche centrée sur la famille « *family centered care* » et les interventions basées sur l'apprentissage moteur. Nous aborderons plus en détail l'utilisation des principes de l'apprentissage moteur dans la rééducation dans la deuxième partie de ce chapitre. Concernant

---

<sup>8</sup> GRADE - Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation. Approche systématique et transparente pour évaluer la certitude des preuves dans les revues systématiques et les lignes directrices de pratique clinique, et pour développer et déterminer la force des recommandations de pratique clinique (Guyatt et al., 2008).

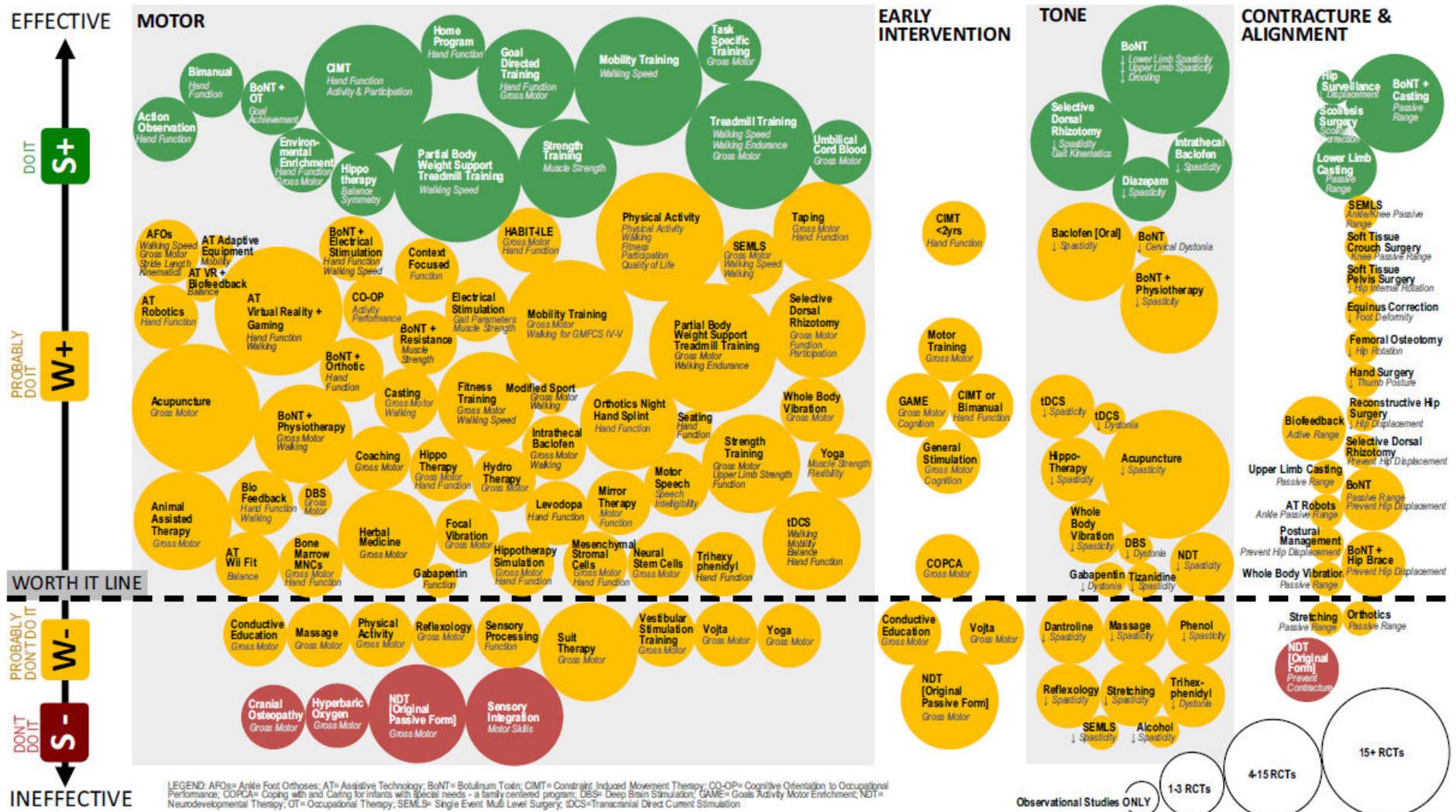
l'approche centrée sur la famille, elle englobe l'ensemble de l'équipe multidisciplinaire travaillant en étroite collaboration avec la famille, l'enfant ou l'adolescent, dans le but d'établir un parcours de soins plus personnalisé et adapté à leurs besoins. Plus récemment, Jackman et al. (2021) ont élaboré un ensemble de directives basées sur 13 recommandations pour des interventions visant à améliorer la fonction motrice chez les enfants et les jeunes atteints de paralysie cérébrale. Ces lignes directrices mettent également en avant l'importance d'inclure l'enfant et sa famille dans le processus de prise de décision concernant les interventions, afin de respecter leurs préférences et de favoriser leur engagement dans la démarche thérapeutique. Dans une perspective similaire, Faccioli et al. (2023) ont mené une analyse systématique dans le contexte de la paralysie cérébrale et ont également préconisé une approche multidisciplinaire centrée sur la famille. De plus, ces auteurs ont souligné l'importance de recourir à des stratégies basées sur des preuves et qui intègrent une participation active du patient, adaptée à son âge et à son stade de développement, ainsi que des interventions intensives.

### **1.1 Les mots préférés « les F-Words »**

En 2012, les chercheurs Rosenbaum & Gorter, affiliés au centre de recherche canadien CanChild<sup>9</sup> ont publié l'article intitulé « *The « F-words » in childhood disability: I swear this is how we should think!* » (Les « mots en F » de l'enfance en situation de handicap : Je jure que c'est ainsi que nous devrions penser !). L'objectif de cette proposition de six mots commençant par la lettre F (*functioning, family, fitness, fun, friends et future*) en anglais appelés « F-Words » ou en français « mots préférés », était de décrire les six concepts fondamentaux qui devraient servir de guide pour la prise en charge et le développement des enfants en situation de handicap.

---

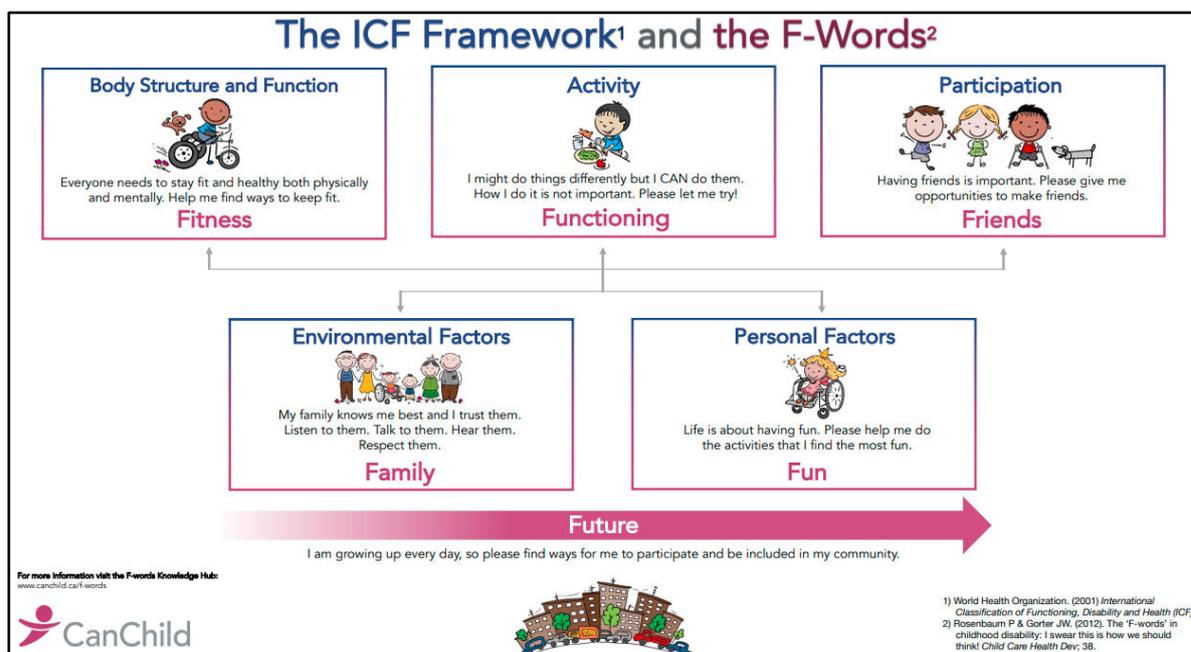
<sup>9</sup> [www.canchild.ca/fr](http://www.canchild.ca/fr). CanChild - Centre de recherche et d'éducation à but non lucratif situé dans l'école des sciences de la réadaptation de l'université McMaster à Hamilton, Ontario, Canada.



**Figure 9 :** État des preuves disponibles concernant les traitements pour les personnes atteintes de paralysie cérébrale d'après Novak et al. (2020). Le diamètre des cercles indique le nombre d'essais contrôlés randomisés réalisés et la couleur indique l'effet des interventions. Un cercle vert indique une intervention dont l'efficacité a été démontrée avec un niveau de preuve élevé, un cercle jaune suggère une efficacité mais que des études supplémentaires sont nécessaires, et un cercle rouge indique une intervention dont l'inefficacité a été démontrée

Les six « F-words » présentent des correspondances aux cinq domaines de la CIF (i.e., structures et fonctions, activités, participation, facteurs environnementaux et personnels), et sont liés à l'univers ludique de l'enfant (Figure 10). Ces concepts se concentrent sur six domaines clés du développement de l'enfant et reconnaissent une importance équivalente de tous les facteurs dans ce processus. Ils encouragent les professionnels de la pédiatrie à adopter cette approche et à appliquer ces concepts dans leur pratique auprès des enfants et de leur entourage (Cross et al., 2015; Soper et al., 2019).

Les six mots clés en anglais avec leur traduction en français : (1) le *functioning* (fonctionnement) réfère à ce que la personne fait dans ses activités quotidiennes, et est lié au domaine d'activité ; (2) la *family* (famille) représente « l'environnement » essentiel de tous, et est liée au domaine « facteurs environnementaux » ; (3) le *fitness* (fitness) fait référence au bien-être physique et mental et est lié au domaine des fonctions et structures corporelles ; (4) le *fun* (plaisir) comprend les activités que les enfants et les adolescents apprécient comme le jeu et les activités amusantes, et est lié aux facteurs personnels ; (5) les *friends* (amis) comprennent les amitiés établies avec les autres, et est lié au domaine de la participation sociale ; et finalement (6) le *future* (avenir) qui ne correspond à aucun domaine, mais fait référence aux attentes et rêves des enfants et des adolescents ainsi que de leur entourage (Rosenbaum & Gorter, 2012).



**Figure 10 :** Les six mots-clés préférés « les F-Words » basés sur les domaines de la Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé, d'après Rosenbaum & Gorter (2012) et CanChild

Il est intéressant de noter que ces six mots rendent le processus de prise en charge dynamique, ludique, participatif en se focalisant sur le patient et sa famille. Ces six mots peuvent être appliqués à tous les aspects de la vie de l'enfant et de l'adolescent, y compris l'environnement de santé. Ainsi, ces six aspects sont fondamentaux pour la vie de tous les enfants et les adolescents, et visent à promouvoir des façons de considérer le handicap dans l'enfance sans imposer de limites, de sorte que l'accent devrait être mis sur les forces des individus et sur ce qu'ils peuvent faire (Cross et al., 2015). L'intérêt d'aborder les six mots préférés dans ce chapitre est d'évoquer le changement qui se produit depuis quelques décennies dans le domaine des soins, où le patient est placé au centre de la prise en charge. Ces concepts sont importants au développement d'un nouvel outil de rééducation qui constitue le sujet central de cette thèse.

## **2 Évaluation clinique du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

Le caractère hétérogène de la paralysie cérébrale amène les patients à suivre différents traitements visant des objectifs en accord avec leurs atteintes. Les praticiens disposent actuellement d'une variété d'outils standardisés pour évaluer le fonctionnement du membre supérieur, dont le choix dépend des objectifs de la thérapie et des caractéristiques cliniques du patient (Coroian et al., 2022). Certaines méthodes d'évaluation cibleront en particulier les déficiences motrices du membre supérieur atteint, tandis que d'autres accorderont plus d'importance aux aspects fonctionnels et à leur impact dans la vie quotidienne. Nous aborderons dans les sous-sections suivantes les différents outils d'évaluation du membre supérieur en fonction des trois premiers domaines de la CIF (i.e., fonctions et structures corporelles, activité et participation) abordés dans le premier chapitre de ce manuscrit.

### **2.1 Outils évaluant les fonctions et structures du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

Les outils d'évaluation axés sur le domaine *fonctions et structures corporelles* permettent d'identifier les altérations des fonctions physiologiques, des systèmes organiques et des parties anatomiques du corps, telles que les organes et les membres. Comme discuté dans le chapitre 1, les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale présentent des déficits de la

fonction motrice du membre supérieur qui se traduisent par des altérations du tonus musculaire, du contrôle moteur sélectif, de la force musculaire et de l'amplitude articulaire.

Il existe plusieurs outils permettant d'évaluer le tonus musculaire altéré. La procédure de ces tests consiste à étendre le membre du patient d'une position de flexion maximale à une position d'extension maximale jusqu'à ce que l'on observe la présence ou l'absence de résistance à l'étirement (Bohannon & Smith, 1987). L'échelle originale d'*Ashworth* (Ashworth, 1964) mesure la spasticité de 0 à 4 où les notes les plus élevées indiquent une atteinte plus sévère du tonus. En 1987, Bohannon & Smith ont modifié cette échelle originale avec l'intégration d'un point (1+) pour augmenter sa sensibilité. Ce nouvel outil appelé échelle d'*Ashworth modifiée* est actuellement le plus utilisé dans la pratique clinique pour mesurer la spasticité. L'échelle de *Tardieu* est un troisième outil semblable à celles d'*Ashworth* et permet d'évaluer le tonus à partir d'une notation de 0 à 5 où les scores les plus élevés représentent une sévérité plus importante du tonus musculaire (Morris, 2002).

Comme évoqué dans le premier chapitre de ce manuscrit, peu d'outils d'évaluation permettent de mesurer le contrôle moteur sélectif. Au niveau du membre supérieur, le *Test of Arm Selective Control* évalue systématiquement la capacité à bouger le membre supérieur avec un contrôle moteur volontaire sélectif en analysant le contrôle du mouvement, la coordination, la fluidité, les réflexes et la vitesse dans chaque articulation, avec l'attribution d'un score pour chaque articulation et d'un score final pour chaque membre (Sukal-Moulton et al., 2018). Ce test est basé sur des mouvements actifs du membre supérieur tels que la flexion/extension et l'abduction/adduction de l'épaule, la flexion/extension et la supination/pronation du coude, la flexion/extension du poignet, la flexion/extension des doigts, l'opposition du pouce (prise en pince) et l'extension métacarpo-phalangienne. Le *Selective Control of the Upper Extremity Scale (SCUES)* est également utilisé pour évaluer le contrôle moteur sélectif au travers de l'examen d'une vidéo noté par les thérapeutes à partir de mouvements actifs des articulations du membre supérieur (Lieber et al., 2022).

La force musculaire du membre supérieur peut être mesurée à partir du *Testing musculaire* qui permet l'évaluation isométrique d'un muscle ou d'un groupe musculaire du membre supérieur selon une échelle allant de 0 à 5 dans lequel la force 0 correspond à une contraction nulle, et la force 5 correspond à un mouvement complet contre une résistance de degré élevé. De plus, le dynamomètre est l'instrument le plus utilisé pour mesurer la force de préhension chez les enfants

et adolescents atteints de paralysie cérébrale. Dans ce cas, le *dynamomètre de main hydraulique Jamar<sup>®</sup> ou Baseline<sup>®</sup>* permet de mesurer la force digito-palmaire, et la *jauge de pincement hydraulique* est capable de mesurer la force de pincement (Brændvik et al., 2010; Klingels et al., 2012). En fin, l'évaluation des amplitudes articulaires du membre supérieur peut se faire de manière passive ou active à l'aide d'un goniomètre (Mutlu et al., 2007).

## **2.2 Outils évaluant les activités du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

En plus du *Manual Ability Classification System (MACS)* déjà abordé dans le chapitre 1, d'autres outils permettent l'évaluation de l'activité du membre supérieur dans la paralysie cérébrale. Le domaine de l'activité permet de faire un état de lieu du niveau fonctionnel de la personne et de sa capacité à exécuter des tâches. Ce domaine est qualifié par les deux sous-domaines *capacité* et *performance*. Le sous-domaine *capacité* décrit l'aptitude d'une personne à accomplir une tâche ou une action. Ce sous-domaine vise à déterminer le niveau maximal probable de fonctionnalité qu'une personne peut atteindre. Le sous-domaine *performance* décrit ce que l'individu fait dans son contexte de vie quotidienne. Comme cet environnement comprend un contexte social, la performance peut également être comprise comme « l'implication dans une situation de vie », ou « l'expérience vécue » par les personnes dans le contexte réel dans lequel elles vivent (World Health Organization., 2001). Il est important de noter que l'analyse de l'activité révèle des dysfonctions sous-jacentes dans le domaine fonctions et structures corporelles (Coroian et al., 2022). Par exemple, une difficulté à saisir un objet et à le déplacer d'une position à l'autre peut révéler une déficience au niveau de la force de préhension, du contrôle sélectif, du tonus musculaire ou de la coordination motrice.

Parmi les outils d'évaluation du sous-domaine *capacité* de l'activité du membre supérieur, l'un des plus employés est le *Melbourne Assessment of Unilateral Upper Limb Function (Melbourne Assessment)* (Randall et al., 2001). Ce test standardisé est basé sur des tâches fonctionnelles filmées et vise à évaluer quatre aspects : (i) l'amplitude des mouvements, (ii) la précision, (iii) la dextérité, et (iv) la fluidité du mouvement. Avec des objectifs similaires, le *Movement Assessment Battery for Children - second Edition (MABC-2)* (Henderson & Sugden, 1992) permet l'évaluation des capacités des enfants et des adolescents dans différents domaines moteurs. Ce test fournit des données précises des capacités au cours des activités impliquant la

coordination motrice et est basé sur trois épreuves permettant d'évaluer : (i) la dextérité manuelle, (ii) la capacité à viser et à attraper, et (iii) l'équilibre statique et dynamique. Le *Box and Blocks Test (BBT)* permet également d'évaluer la dextérité manuelle et est souvent utilisé dans la pratique clinique ou dans la recherche en raison de sa facilité d'utilisation (Mathiowetz et al., 1995). Le *Quality of Upper Extremity Skills Test (QUEST)* a été développé pour tester les capacités motrices du membre supérieur d'enfants paralysés cérébraux dans quatre situations : (i) mouvement dissocié, (ii) préhension, (iii) extension protectrice, et (iv) mise en appui (Dematteo et al., 1993). Le *Shriners' Hospital Upper Extremity Evaluation (SHUEE)* est un outil divisé en deux parties, la première étant basée sur l'analyse des mouvements actifs et passifs des articulations du membre supérieur, et la deuxième correspondant à l'analyse de la fonction dynamique du membre supérieur, sa fonction spontanée et la préhension et relâchement (Jon Davids et al., 2006). Cette deuxième partie est basée sur des tâches fonctionnelles impliquant le membre supérieur.

Parmi les outils permettant d'évaluer le sous-domaine *performance de l'activité*, le *Children's Hand-use Experience Questionnaire (CHEQ)* est un outil complété par les parents ou l'enfant (s'il a plus de 13 ans) qui doivent répondre à un questionnaire en ligne sur l'utilisation du membre supérieur atteint lors des activités de la vie quotidienne où les deux mains sont nécessaires (Sköld et al., 2011). Dans la même optique, l'*ABILHAND-Kids* est une échelle fonctionnelle utilisée pour mesurer la capacité de l'enfant pour exécuter les activités unimanuelles et bimanuelles de la vie quotidienne (Arnould et al., 2004). Toujours dans l'objectif d'évaluer les *performances* du membre supérieur, l'*Assisting Hand Assessment (AHA)* (de 18 mois à 18 ans) (Krumlinde-Sundholm et al., 2007) et le *Mini Assisting Hand Assessment (Mini-AHA)* (de 8 à 18 mois) (Greaves et al., 2013) sont administrés par l'analyse d'images vidéo. Ces deux outils mesurent avec quelle efficacité les enfants et les adolescents avec des atteintes unilatérales du membre supérieur, utilisent leur main et leur bras le plus atteint dans des situations fonctionnelles impliquant des performances bimanuelles.

### **2.3 Outils évaluant la participation sociale chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

La CIF considère le domaine de la *participation* comme une perspective sociale du fonctionnement, représentant ainsi l'implication sociale de l'individu dans une situation de vie

réelle (World Health Organization., 2001). Ces dernières années, la *participation* a fait l'objet d'une attention croissante dans la recherche et dans le domaine clinique pour être de plus en plus considérée comme un domaine important pour évaluer l'efficacité de la prise en charge. Il est essentiel de noter que, par rapport aux deux autres domaines cités précédemment (*fonctions et structures corporelles* et *activité*), la *participation* est le domaine qui comporte le moins d'outils d'évaluation. En outre, à notre connaissance, il n'existe pas de test, de questionnaire ou d'échelle spécifique pour les mesures du membre supérieur, car les outils d'évaluation de la participation comprennent différents contenus à différents niveaux de spécificité dans la vie de l'individu (Resch et al., 2020). Les différents outils existants mettent donc l'accent sur la participation sociale en général, dans divers domaines de la vie quotidienne, également appelés des habitudes de vie, pouvant impliquer ou non l'usage du membre supérieur.

Ainsi, le *Canadian Occupational Performance Measure (COPM)* permet l'évaluation des restrictions dans la vie quotidienne dans les domaines des soins personnels, de la productivité et des loisirs. Cet outil est basé sur une auto-évaluation du rendement, de l'importance et de la satisfaction perçus par l'individu pour réaliser des situations qu'il estime difficiles à réaliser (Dedding & Beelen, 2004). Dans un contexte similaire, le *Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI)* est basé sur l'évaluation de l'autonomie, de la mobilité et de la socialisation. Ce questionnaire est rempli par les parents ou le soignant qui répondent à des questions sur les performances de l'enfant ou de l'adolescent dans ces trois aspects de la vie quotidienne (Dumas et al., 2010). Le questionnaire *Mesure des Habitudes de Vie (MHAVIE)* repose sur l'évaluation du niveau de réalisation des habitudes de vie d'un individu dans son environnement, que ce soit à son domicile, sur son lieu de travail ou en milieu scolaire (Fougeyrollas et al., 2003).

Il faut noter que cette liste d'outils d'évaluation des domaines des *fonctions et structures corporelles*, d'*activité* et de *participation* n'est pas exhaustive et qu'il existe un plus grand nombre d'instruments visant à évaluer différents paramètres du membre supérieur chez les enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale. Nous avons ainsi présenté les outils les plus souvent utilisés dans la pratique clinique et la recherche. De plus, ce sont les outils les plus en rapport avec le sujet de ce travail doctoral.

## **2.4 L'analyse du mouvement chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

En complément des méthodes d'évaluation qui viennent d'être décrites, il est possible d'utiliser des méthodes d'analyses du mouvement pour obtenir des mesures plus objectives et précises de la fonctionnalité du membre supérieur. (Cacioppo et al., 2023; Jaspers et al., 2009). Ainsi, des mesures d'analyse dimensionnelle (2D) et tridimensionnelle (3D) du mouvement peuvent être utilisées. L'analyse 3D démontre être une approche intéressante, car elle permet une évaluation quantitative d'un mouvement dans tous les degrés de liberté de l'articulation (Jaspers et al., 2009). Contrairement aux outils standardisés qui fournissent des informations dans un seul plan de mouvement, ces outils en 3D permettent l'analyse du membre supérieur dans les trois plans de l'espace (Fitoussi et al., 2006). Ainsi, l'analyse 3D permet de mieux analyser l'implication des degrés de liberté des mouvements étudiés. Elle est souvent utilisée pour l'analyse de la marche, mais est de plus en plus employée pour mesurer des paramètres du membre supérieur (Cacioppo et al., 2023), tels que des paramètres cinématiques (e.g., vitesse, pic de vitesse, accélération, durée, amplitude du mouvement (ROM), angle maximum et minimum, déviation du mouvement, positions, vitesse, accélération) (Francisco-Martínez et al., 2021; Jaspers et al., 2009), et de qualité du mouvement (i.e., fluidité, précision, trajectoire) (Balasubramanian et al., 2015). Il est intéressant de noter que l'analyse du mouvement permet de repérer des dysfonctionnements cinématiques du membre supérieur lors de l'exécution de tâches simples (Fitoussi et al., 2011). Cette approche est capable de montrer quel patron de mouvement est utilisé au niveau d'une articulation déterminée, ainsi que les stratégies compensatoires utilisées pour réaliser ce mouvement. Par ailleurs, ces analyses peuvent être associées avec l'électromyographie dynamique qui permet pour sa part de représenter graphiquement l'activation électrique des muscles lors de différents mouvements (Hoffer et al., 1979).

La revue systématique de Jaspers et al. (2009) présente les résultats de 17 études sur les mesures des mouvements des membres supérieurs chez des enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale dans des tâches d'atteinte simple des fonctions motrices globales et de motricité fine. Ces auteurs soulignent que les protocoles d'analyse des mouvements tridimensionnels des études incluses n'ont pas été standardisés et n'ont pas suivi les recommandations de la Société internationale de biomécanique (Wu & Cavanagh, 1995), d'où la nécessité d'une future

standardisation des critères d'analyse dans ce domaine. Plus récemment, Cacioppo et al. (2023) ont mené une revue systématique visant à recenser les outils de mesure utilisés pour l'analyse du mouvement des tâches bimanuelles chez des enfants atteints de paralysie cérébrale. Les auteurs ont identifié 31 études réalisées avec des systèmes de mesure du mouvement en 3D, y compris les systèmes optoélectroniques (Optotrack®, VICON®, Qualisis®, MIE Medical Research), des systèmes électromagnétiques (Polhemus®), des accéléromètres (ActiGraph®), et des outils plus simples (e.g., cube instrumenté sur mesure, Kinect ou tablette avec des stylets).

Fitoussi et al. (2011) ont été les premiers à analyser des courbes cinématiques et des amplitudes articulaires du membre supérieur dans une étude clinique chez huit enfants atteints de paralysie cérébrale unilatérale au cours de deux tâches quotidiennes simples de « boire » et de « déplacer un objet ». Les auteurs ont comparé les courbes cinématiques pré et post-thérapie basée sur des injections de toxine botulinique ou d'une intervention chirurgicale. Les analyses du mouvement ont été effectuées à l'aide d'un système optoélectronique 3D VICON®. Les auteurs ont identifié des changements cinématiques significatifs après le traitement, tels qu'une augmentation de l'amplitude de mouvement de la rotation interne de l'épaule, de supination de l'avant-bras et de l'extension du poignet pendant les deux tâches.

### **3 La prise en charge médicale et chirurgicale chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

Au niveau du membre supérieur, les traitements médicamenteux visent en priorité à limiter la spasticité et ses conséquences telles que les déformations, la douleur et la réduction des amplitudes articulaires (Boyd et al., 2001). Depuis quelques années maintenant, la toxine botulinique est devenue un traitement de première intention permettant le contrôle des altérations du tonus musculaire dans la paralysie cérébrale. Les injections de toxine botulinique dans les muscles spastiques entraînent une paralysie musculaire temporaire et locale, et donc une diminution de la spasticité (Fehlings et al., 2000). L'efficacité de ces injections est progressive (environ trois semaines pour le résultat maximal) avec une durée temporaire de 4 à 6 mois. Une revue systématique menée en 2010 par Fehlings et collaborateurs visait à analyser les preuves relatives à l'efficacité et aux effets indésirables des injections de toxine botulique dans la spasticité pédiatrique des membres supérieurs. Les résultats montrent des preuves de niveau A (fort niveau de preuve) soutenant l'utilisation de la toxine pour atteindre des objectifs

thérapeutiques individualisés pour le contrôle de la spasticité, des preuves de niveau B (probablement efficace) pour la réduction du tonus d'une façon générale et des preuves de niveau U (non concluantes) pour l'amélioration de l'activité fonctionnelle des membres supérieurs. Les auteurs ont également identifié un effet secondaire, à savoir une diminution transitoire de la force de préhension. Ainsi, l'utilisation de la toxine peut apporter des bénéfices à la prise en charge rééducative, et donc être employée en complément, car lorsque les muscles sont moins hyperactifs et spastiques, le travail de renforcement musculaire peut être effectué plus facilement, ainsi que la rééducation basée sur des tâches fonctionnelles (Boyd et al., 2001).

Il existe également des traitements pharmacologiques systémiques, tels que le Baclofène qui est un myorelaxant administré par voie intrathécale et qui peut constituer une alternative pour le contrôle de la spasticité (Almkda et al., 1997; Boyd et al., 2001). Dans ce type de traitement, ce médicament est injecté en périurale dans le liquide qui circule autour de la moelle épinière, à de petites doses précises par une pompe implantée au niveau de la région lombaire (Tassèl Ponche et al., 2010). L'étude d'Albright et al. (1995) a montré des effets positifs du Baclofène sur la réduction de la spasticité des membres supérieurs chez des enfants atteints de paralysie cérébrale, mais n'a pas mis en évidence de bénéfices sur l'amplitude des mouvements et la réalisation de tâches fonctionnelles. Ces auteurs ont également comparé les effets du Baclofène à ceux d'une prise en charge chirurgicale basée sur la rhizotomie dorsale sélective (opération chirurgicale), sans montrer de différence significative entre les deux traitements. Par ailleurs, le traitement chirurgical n'a également eu qu'un effet sur la spasticité sans démontrer un impact sur les paramètres fonctionnels et d'amplitude du mouvement.

La prise en charge chirurgicale du membre supérieur dans la paralysie cérébrale devient nécessaire lorsqu'il existe une spasticité sévère entraînant des rétractions musculo-tendineuses et des déformations neuro-orthopédiques difficiles à traiter de manière conservatrice (i.e., non-invasive) (Boyd et al., 2001). L'objectif des interventions chirurgicales est donc d'améliorer la fonctionnalité du membre supérieur, mais ces méthodes peuvent également être indiquées dans le traitement des douleurs ainsi que pour améliorer l'esthétique de la structure du bras ou de la main (Leclercq, 2013). Différentes techniques chirurgicales existent et peuvent être employées isolément ou associées. La rhizotomie dorsale sélective est un processus qui se déroule surtout au niveau du rachis lombosacré et qui consiste à interrompre le réflexe automatique d'étirement du muscle, en sectionnant les fibres nerveuses sensitives les plus atteintes au niveau de la

moelle épinière. Ainsi, ce procédé interrompe de façon sélective un certain nombre de radicelles responsables du développement de la spasticité (Grunt et al., 2014). Une autre stratégie existante est la libération des rétractions musculaires basée sur diverses techniques telles que la ténotomie (i.e., section d'un tendon) utilisée surtout pour le fléchisseur ulnaire du carpe et le pronateur, et les allongements tendineux-musculaires effectués au niveau de l'insertion proximale du muscle, de l'aponévrose musculaire, de la jonction musculo-tendineuse ou du tendon. Par ailleurs, le transfert tendineux peut se faire afin de réanimer un muscle paralysé, et est plus souvent effectué dans les muscles extenseurs du poignet. Dans le cas d'une correction des déformations sévères des mains et des douleurs articulaires (Coroian et al., 2022; Leclercq, 2013), une arthrodèse (i.e., fixation d'une articulation en position de fonction en fusionnant des os) peut être l'alternative la plus appropriée (Coroian et al., 2022; Leclercq, 2013).

#### **4 La prise en charge rééducative chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

L'OMS a défini la rééducation (traduite de l'anglais « rehabilitation ») comme « *un ensemble d'interventions conçues pour optimiser le fonctionnement et réduire le handicap des personnes souffrant de problèmes de santé lorsqu'elles interagissent avec leur environnement* »<sup>10</sup>. Par ailleurs, selon Wade (2020) « *une rééducation efficace dépend d'une équipe multidisciplinaire spécialisée, travaillant dans le cadre du modèle biopsychosocial de la maladie et collaborant à la réalisation d'objectifs convenus* ». Ainsi, la rééducation constitue un ensemble d'interventions ayant des objectifs communs et impliquant un travail multidisciplinaire. Dans cette section, nous nous intéressons aux interventions de rééducation motrice proposées aux enfants et aux adolescents atteints de paralysie cérébrale par différents professionnels, à savoir les kinésithérapeutes, les ergothérapeutes, les enseignants en activité physique adaptée et les psychomotriciens.

Les stratégies de rééducation motrice sont nombreuses et différents aspects sont considérés lors du choix d'une intervention motrice. Elles peuvent être appliquées individuellement ou en complémentarité. Certaines interventions visent à remédier aux déficiences sous-jacentes du membre supérieur atteint, tandis que d'autres se concentrent sur l'amélioration des capacités

---

<sup>10</sup> [www.who.int](http://www.who.int). World Health Organization: “Rehabilitation is defined as “a set of interventions designed to optimize functioning and reduce disability in individuals with health conditions in interaction with their environment””.

fonctionnelles de l'enfant et de l'adolescent dans les activités essentielles de la vie quotidienne (Pons et al., 2017). Dans les sous-sections suivantes, nous examinerons les interventions conventionnelles de rééducation motrice, ainsi que les interventions intensives plus récentes basées sur les principes de l'apprentissage moteur. Nous aborderons ainsi les éléments de l'apprentissage moteur qui sont de plus en plus présents dans la rééducation motrice.

#### **4.1 Les appareillages orthopédiques**

L'appareillage du bras ou de la main (e.g., orthèses et attelles) sont des dispositifs externes amovibles conçus pour soutenir une articulation ou un muscle qui est faible ou dysfonctionnel (Fess, 2002). L'objectif de l'appareillage est de maintenir la longueur des muscles et l'amplitude des mouvements des articulations, facilitant ainsi la fonctionnalité de la structure affectée (Imms et al., 2016). Ce type de technique permet également la correction ou la prévention des déformations, ainsi que le contrôle de la douleur ou l'inconfort causé par les déficiences du membre supérieur (Autti-Rämö et al., 2006). Le choix de l'appareillage du membre supérieur se fait en fonction de l'objectif envisagé. Les appareillages de posture (e.g., attelles de posture) sont appliqués sur les avant-bras, les poignets et les mains avec afin d'éviter la dégradation orthopédique et de maintenir les longueurs musculo-tendineuses. Les appareillages fonctionnels (e.g., strapping, tapping ou attelles fonctionnelles) permettent l'usage de la main par le positionnement d'une articulation ou d'un groupe articulaire comme le poignet ou le doigt (Imms et al., 2016).

Bien que l'utilisation de l'appareillage soit souvent intégrée dans la prise en charge des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale, la littérature disponible sur son utilisation dans le cadre des dysfonctionnements des membres supérieurs est limitée, par rapport aux membres inférieurs (Imms et al., 2016). En outre, les preuves existantes sur leur utilisation dans la paralysie cérébrale sont contradictoires. Une revue systématique avec méta-analyse menée par Jackman et al. (2014) avec six études avec des participants atteints de paralysie cérébrale, a identifié différents types de dispositifs pour le membre supérieur (e.g., plâtre, attelle ou orthèse). Les auteurs ont trouvé des preuves de qualité moyenne montrant que l'utilisation d'attelles non fonctionnelles pour la main en combinaison avec une thérapie conventionnelle était plus efficace que la thérapie employée seule. Il faut toutefois noter que la taille d'effet de cette méta-analyse était faible et que les bénéfices ont diminué deux à trois mois après une interruption de

l'utilisation de l'appareillage. Contrairement à cette première étude, la revue Cochrane menée par Katalinic et al. (2010) portant sur des adultes et des enfants présentant différents types de déficiences neurologiques, n'a pas recommandé l'utilisation des orthèses des membres supérieurs pour le contrôle des contractures chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. Toutefois, les résultats de cette revue systématique concernant la paralysie cérébrale étaient basés sur trois études uniquement. De plus, l'utilisation des appareillages des membres supérieurs est souvent perçue comme une contrainte pour les enfants et les adolescents. C'est pourquoi il est essentiel de considérer les preuves existantes lors de la prise de décision concernant l'utilisation de ces dispositifs, en discutant des avantages et des inconvénients avec l'équipe de soins, le patient et sa famille (Truscelli et al., 2017).

#### **4.2 Les interventions de rééducation motrice conventionnelles**

Nous qualifions la rééducation conventionnelle, également appelée « classique », comme étant constituée des interventions traditionnelles largement utilisées dans les services de rééducation et de réadaptation (i.e., les mobilisations passives, le renforcement musculaire, les thérapies neurodéveloppementales), pour les différencier des interventions plus récentes (i.e., les interventions motrices intensives) qui seront présentées dans la sous-section suivante (Kerem et al., 2014).

Dans ce cadre, les mobilisations passives sont souvent utilisées dans la pratique de la rééducation conventionnelle proposées par des kinésithérapeutes (Coroian et al., 2022). Les techniques passives sont réalisées par le praticien sans que le patient ait à effectuer de mouvements actifs du membre. Des étirements manuels passifs sont donc effectués afin de réduire la spasticité, les contractures et la rigidité articulaire avec l'objectif d'augmenter l'amplitude de mouvement des structures corporelles dans la paralysie cérébrale (Kalkman et al., 2020). Cependant, son utilité demeure controversée, avec un écart significatif entre son application clinique et les preuves de son efficacité (Kalkman et al., 2020; Prabhu et al., 2013). Ces contradictions concernant l'utilisation de mobilisations passives peuvent également correspondre à la façon dont la technique est exécutée. L'étude de Kalkman et al. (2020) indique qu'en tant que traitement isolé, les étirements ne favorisent pas l'augmentation de la longueur des muscles et ont un effet très faible sur l'amélioration fonctionnelle des enfants atteints de paralysie cérébrale. Ces auteurs indiquent que les étirements actifs basés sur des contractions

excentriques semblent favoriser les paramètres de mobilité, mais avec des améliorations des propriétés musculaires limitées. Par ailleurs, la revue systématique de Novak et al. (2020) qui a analysé les preuves concernant les interventions motrices dans la paralysie cérébrale, n'a pas constaté d'effet à long terme des mobilisations passives pour la spasticité et l'amplitude de mouvement des articulations.

Le renforcement musculaire est une méthode active couramment employée dans les programmes de rééducation proposés par des kinésithérapeutes ou des enseignants en activité physique adaptée, dans l'objectif d'améliorer la faiblesse musculaire. Il est intéressant de noter que dans le passé, le renforcement musculaire était contre-indiqué chez les patients atteints de spasticité, car on considérait qu'elle augmentait le tonus musculaire. Toutefois, la revue systématique de Dodd et al. (2002) a contredit cette idée en démontrant que l'entraînement de la force musculaire peut avoir des effets bénéfiques sur la fonctionnalité dans la vie quotidienne des patients atteints de paralysie cérébrale sans augmenter la spasticité. En outre, la revue systématique avec méta-analyse de Collado-Garrido et al. (2019) a montré un effet positif et statistiquement significatif du renforcement musculaire sur la fonctionnalité chez des enfants atteints de paralysie cérébrale. Cependant, cette étude était basée sur des outils d'évaluation de la fonction motrice globale tels que le *Gross Motor Function Measure* avec peu des résultats sur la faiblesse musculaire du membre supérieur. Au niveau du membre supérieur, la revue de Rameckers et al. (2015) basée sur sept études a montré des effets positifs de taille faible à modérée sur la force musculaire chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. Cependant, la qualité méthodologique de ces études n'était pas élevée et les auteurs ont constaté une grande hétérogénéité dans les entraînements proposés en termes d'intensité et de durée. Ces auteurs suggèrent donc la réalisation de plus d'essais cliniques dans ce domaine afin d'évaluer l'impact de l'entraînement de la force des membres supérieurs pour améliorer les activités quotidiennes et la participation sociale chez les enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale.

Les thérapies neurodéveloppementales s'inscrivent dans le cadre des mobilisations actives, mais peuvent parfois être passives, puisque le patient peut être actif tout en étant assisté par le thérapeute, mais certaines techniques sont exécutées par le praticien lui-même. Le concept Bobath est une méthode développée dans les années 1940 par Karel et Berta Bobath (neuropsychiatre et kinésithérapeute), étant l'une des interventions les plus anciennes et les plus souvent utilisées pour traiter les enfants atteints de paralysie cérébrale. En 1960, le nom de la méthode a été modifié pour devenir approche thérapeutique neurodéveloppementale

(Grazziotin dos Santos et al., 2015; Veličković & Perat, 2005). Cette thérapie repose sur la facilitation (i.e., l'utilisation des informations sensorielles pour améliorer les performances motrices), la gestion des comportements moteurs compensatoires et une stratégie de gestion générale. C'est une intervention basée également sur l'entraînement de la qualité du mouvement pour normaliser les schémas moteurs, actuellement appelé de « récupération du comportement moteur typique » et de « minimisation du comportement moteur atypique » (Vaughan-Graham & Cott, 2016). De ce fait, il s'agit de travailler la qualité du mouvement et de ne pas utiliser de stratégies compensatoires ou atypiques pour réaliser une tâche. Bien que cette thérapie soit largement utilisée dans la pratique clinique, son efficacité est contestée depuis les années 1990. La discussion sur les bénéfices de la thérapie neurodéveloppementale a entamé à partir des débats de l'utilisation de nouvelles approches dites « descendantes », dans lesquelles les patients effectuent eux-mêmes leurs mouvements pour pratiquer et apprendre activement les tâches de la vie quotidienne. Cette nouvelle approche « descendante » s'oppose à une approche « ascendante », telle que la thérapie neurodéveloppementale et la mobilisation passive, et se caractérise par une intervention avec laquelle le thérapeute induit le mouvement. Dans ce cadre, le praticien génère et facilite des schémas de mouvement normaux (Te Velde et al., 2022). En d'autres termes, dans les approches descendantes, le patient effectue des tâches plus fonctionnelles correspondant à ses exigences quotidiennes, par opposition aux stratégies ascendantes où le thérapeute conduit les mouvements pour le patient de manière moins naturelle.

En fait, les thérapies descendantes sont actuellement de plus en plus utilisées dans la pratique clinique, afin de contribuer à l'apprentissage de tâches motrices usuelles. Ainsi, ces stratégies semblent améliorer les activités et la participation sociale de l'enfant et de l'adolescent par le biais de l'apprentissage moteur. Les preuves les plus récentes issues de revues systématiques, ne recommandent plus l'utilisation des thérapies neurodéveloppementales pour traiter la fonction motrice, les contractures, les activités quotidiennes et les capacités d'autosoins pour les paralysés cérébraux, surtout parce qu'il existe des thérapies ciblant la fonctionnalité qui se révèlent être plus efficaces (Novak et al., 2013, 2020; Te Velde et al., 2022; Zanon et al., 2019). Ces résultats sont liés à l'absence de tâches fonctionnelles dans l'approche neurodéveloppementale, qui présente peu d'impact sur la vie quotidienne des patients. Ceci est également lié au manque de preuves confirmant les effets bénéfiques des thérapies neurodéveloppementales (Novak et al., 2020).

De fait, les techniques conventionnelles et ascendantes sont axées principalement sur la déficience et peu sur la fonctionnalité. Ainsi, le domaine de la rééducation a connu une révolution importante au cours de ces dernières décennies. Ces changements de paradigme sont directement liés au passage d'un modèle médical à un modèle biopsychosocial proposé par la CIF, qui a modifié la façon dont sont perçues et considérées les personnes en situation de handicap et l'importance de la fonctionnalité dans tous les aspects de leur vie (Novak et al., 2014). Par ailleurs, les méthodes de la médecine basée sur les preuves, ou l'« *Evidence Based Medicine* », ainsi que l'augmentation des nouvelles recherches de qualité dans ce domaine, notamment dans le cadre de la neuroplasticité, ont contribué de manière substantielle à ce développement. Selon Novak et al. (2020), au cours des deux dernières décennies, de nouvelles méthodes de rééducation plus sûres et plus efficaces ont été développées pour les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale. Cette évolution a entraîné un changement d'orientation de la rééducation, qui s'est détournée du simple traitement des symptômes et des déficiences pour se concentrer sur la rééducation des tâches de la vie réelle importantes pour l'enfant et l'adolescent, afin de promouvoir son autonomie et sa pleine participation sociale (Jackman et al., 2021).

### **4.3 Les interventions de rééducation motrice intensives**

Comme évoqué ci-dessus, ces dernières années de nouvelles interventions de rééducation se sont développées comme des stratégies alternatives aux traitements conventionnels, telles que la thérapie par contrainte induite du mouvement (CIMT) et sa version modifiée (mCIMT), l'entraînement intensif bimanuel main-bras (HABIT) et l'entraînement intensif bimanuel main-bras incluant les membres inférieurs (HABIT-ILE).

La thérapie par contrainte induite du mouvement a été décrite par Taub et al. en 1993 avec un objectif de traitement destiné à des patients adultes à la suite d'un accident vasculaire cérébral (Taub et al., 2004). Cette intervention a ensuite été modifiée (mCIMT) pour des enfants atteints de paralysie cérébrale avec des tâches plus adaptées à l'âge (Gordon et al., 2005). La thérapie par contrainte induite du mouvement consiste à immobiliser le côté sain par une attelle, une écharpe ou un gant, afin de ne stimuler que le côté atteint du corps. Par conséquent, le membre non affecté étant physiquement entravé, le patient doit utiliser son côté atteint. Ceci est particulièrement intéressant dans les cas du syndrome de « non-utilisation apprise » décrite

dans le premier chapitre de ce manuscrit, et caractérisé par la négligence du membre supérieur le plus atteint dans les activités quotidiennes (Hoare et al., 2007). Le protocole de la thérapie par contrainte induite possède une durée qui peut varier de deux à dix semaines selon l'objectif, pendant laquelle l'enfant ou l'adolescent doit rester avec le bras contraint pendant une longue période de la journée (environ 6 heures par jour ; dans certains cas, il peut durer 2 à 3 heures). Cette stratégie est ainsi associée à un entraînement actif et intensif du membre supérieur atteint sur la base de tâches fonctionnelles (Eliasson et al., 2014) (Figure 11 (a)).

Contrairement à la thérapie par contrainte induite du mouvement, l'entraînement intensif bimanuel main-bras (HABIT) n'impose pas de restriction des mouvements et encourage le travail bimanuel dans les activités. Cet entraînement bimanuel est basé sur des tâches structurées sous forme de jeux et d'activités quotidiennes définies par le patient et sa famille avec l'équipe de rééducation. Comme pour la thérapie par contrainte induite, la thérapie bimanuel main-bras comprend une composante intensive importante. Ainsi, les interventions se déroulent sous forme de stages intensifs de quelques jours ou semaines dans lesquels l'enfant ou l'adolescent est stimulé pendant une longue période de la journée. L'entraînement intensif bimanuel a été développée par Gordon et al. (2007) au sein de l'université de Columbia (New York), et introduit et développé en Europe par Bleyenheuft & Gordon (2014) de l'Université Catholique de Louvain (Belgique) avec l'intégration de l'entraînement des membres inférieurs (HABIT-ILE). L'HABIT-ILE est ainsi intéressant pour la rééducation d'enfants et d'adolescents présentant une paralysie cérébrale bilatérale, et cette technique est de plus en plus utilisée dans les structures de rééducation en France (Figure 11 (b)). C'est le cas du projet CAP (Changements induits par la thérapie HABIT-ILE chez les enfants avec paralysie cérébrale en Age Préscolaire) financé par la Fondation Paralysie Cérébrale<sup>11</sup> et qui vise à évaluer les effets de cette thérapie chez des enfants d'âge préscolaire (1 à 4 ans).

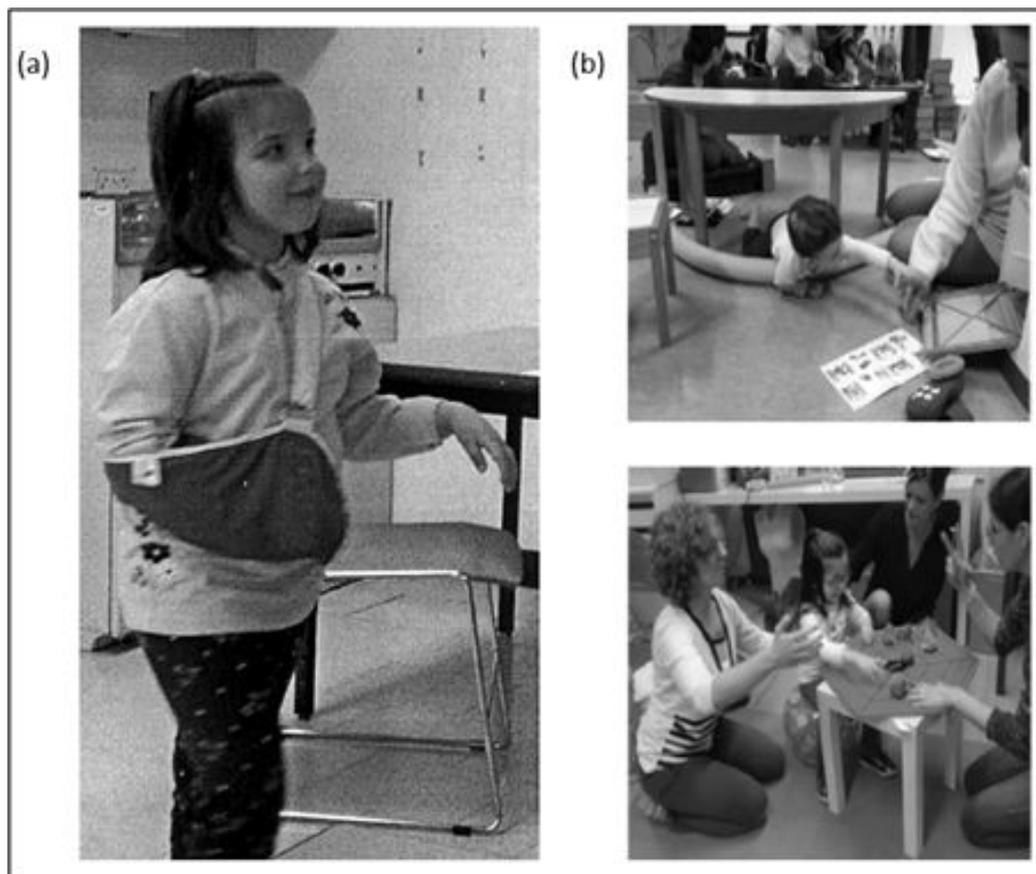
Bien qu'elles soient récentes, ces méthodes de rééducation intensive ont été largement étudiées dans le but de déterminer leur efficacité. La revue systématique d'Huang et al. (2009) a démontré que la thérapie par contrainte induite peut augmenter la fréquence d'utilisation des membres supérieurs chez les enfants atteints d'une paralysie cérébrale hémiplégique. La revue de Sakzewski et al. publiée en 2014 sur le même sujet a identifié 25 essais contrôlés randomisés

---

<sup>11</sup> Fondation Paralysie Cérébrale. [www.fondationparalysiecerebrale.org](http://www.fondationparalysiecerebrale.org)

sur cette thérapie. Concernant l'entraînement bimanuel, la revue systématique menée par Ouyang et al. (2020) a montré des effets positifs de cette intervention sur l'amélioration de la capacité bimanuelle et de la dextérité unilatérale, ainsi que des activités d'autosoins et de la réalisation d'objectifs fonctionnels chez des enfants atteints de paralysie cérébrale. Ces deux thérapies unimanuelles (mCIMT) et bimanuelles (HABIT) ont également été comparées dans la revue de Klepper et al. (2017). Ces auteurs ont constaté une légère différence entre les deux techniques, la bimanuelle ayant montré une amélioration plus importante, bien que faible, de la qualité du mouvement des enfants et de leur performance dans les résultats rapportés par les parents.

Les interventions unimanuelles et bimanuelles intensives s'inscrivent dans le cadre d'un ensemble d'interventions regroupées sous le nom de « rééducation orientée sur la tâche ». Cette approche vise à améliorer la fonction en encourageant le patient à s'entraîner activement sur l'objectif ou la tâche spécifique qu'il souhaite atteindre. En fait, ces interventions reposent sur des principes similaires basés sur des objectifs individuels fixés où les tâches sont activement pratiquées par l'enfant ou l'adolescent jusqu'à ce que le résultat fonctionnel souhaité soit atteint d'une manière holistique (Jackman et al., 2021). C'est pourquoi, l'objectif de ces interventions est de promouvoir le mouvement actif du membre supérieur en utilisant des principes d'apprentissage moteur avec une pratique intensive des activités ainsi qu'avec un dosage important et une gradation progressive de la difficulté des tâches (Klepper et al., 2017). En fait, la mise en place d'approches d'apprentissage des habiletés motrices s'est révélée être une stratégie efficace pour améliorer la fonction des membres supérieurs avec un transfert vers les activités de la vie quotidienne et la participation sociale chez les enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale unilatérale et bilatérale (Novak et al., 2020). Ces aspects de l'intégration des principes l'apprentissage des habiletés motrices dans la prise en charge rééducative seront mis en perspective dans la section suivante.



**Figure 11 :** (a) l'utilisation d'une attelle pour contenir le membre supérieur non atteint d'un enfant pour l'intervention de contrainte induite du mouvement, d'après l'étude de Gordon et al. (2005). (b) activités fonctionnelles et ludiques utilisées dans le cadre l'intervention HABIT-ILE. Figure extraite des Cahiers de la recherche sur la paralysie cérébrale N° 23 ; Nov. 2018 ; Fondation paralysie cérébrale

## **5 L'utilisation de stratégies basées sur des éléments théoriques d'apprentissage moteur dans la rééducation motrice**

Depuis une trentaine d'années, un véritable lien a commencé à émerger entre les domaines de la rééducation motrice et de l'apprentissage moteur (Fisher et al., 2014). Plusieurs auteurs soutiennent que les principes et les concepts de l'apprentissage moteur constituent un cadre conceptuel important pour le processus et la pratique de la rééducation (Atun-Einy & Kafri, 2019; Fisher et al., 2014b; Winstein et al., 2014). Toutefois, ce développement a été plus rapide dans le domaine de la rééducation chez les adultes que dans la pédiatrie. Par ailleurs, avant d'être discutées dans le domaine clinique, les théories de l'apprentissage moteur étaient centrales dans le milieu de l'éducation physique et du sport (Zwickern & Harris, 2009). L'importance de l'apprentissage moteur pour la pratique des cliniciens travaillant dans le domaine de la rééducation est bien connue, cependant son application n'est pas encore claire pour de nombreux professionnels (Kafri et al., 2019). Avant d'aborder la manière dont les principes de

L'apprentissage moteur sont inclus dans le processus de rééducation, il est important de comprendre le cadre conceptuel qui a conduit à l'intégration de ces aspects dans les interventions motrices.

Schmidt & Lee (2011) ont défini l'apprentissage moteur comme « *une série de changements permanents dans la capacité d'un individu à effectuer une action motrice de manière plus précise et plus rapide après une période de pratique ou d'expérience* ». Fitts et Posner (1967) ont décrit le processus d'apprentissage moteur selon trois stades. Le premier correspond au stade « cognitif » caractérisé par une quantité importante d'erreurs lors de l'exécution de la tâche. Il s'agit d'un stade avec lequel la performance est inconsciente et l'individu cherche à comprendre la tâche en rencontrant des difficultés à appréhender les erreurs commises. Dans le second stade, dit « associatif », l'apprenant possède une meilleure compréhension de la tâche et est déjà capable de détecter ses erreurs et de les corriger. Le troisième correspond au stade « autonome » caractérisé par des performances plus constantes et un mécanisme de détection des erreurs mieux développé. Ce dernier stade se produit après une pratique importante.

Selon Magill (2011), l'apprentissage moteur est mesuré à partir de l'acquisition, de la rétention et du transfert des habiletés. L'acquisition est la pratique ou l'exécution initiale d'une nouvelle compétence et est suivie par la rétention qui est la capacité à exécuter la tâche sans erreurs après un court ou long intervalle de temps pendant lequel celle-ci n'a pas été pratiquée. En fin, le transfert requiert l'exécution d'une tâche avec des caractéristiques similaires dans un contexte équivalent à celui de la tâche originale pratiquée lors de la phase d'acquisition. Ainsi, la rétention et le transfert mesurent le degré de maintien des performances acquises après une période sans pratique. Ces indicateurs de l'apprentissage moteur sont souvent utilisés en pratique clinique et en recherche cliniques, afin de mesurer l'effet des interventions. Ces paramètres sont également basés sur des principes issus de différentes théories de l'apprentissage moteur (Zwicker & Harris, 2009). Nous aborderons dans la section suivante les aspects les plus pertinents de la théorie de l'apprentissage moteur qui peuvent être utilisés dans les programmes de rééducation.

## **5.1 Modèles théoriques de l'apprentissage moteur**

Le domaine des théories de l'apprentissage moteur est vaste et complexe, c'est pourquoi ces aspects seront abordés succinctement et nous nous pencherons sur les éléments essentiels qui

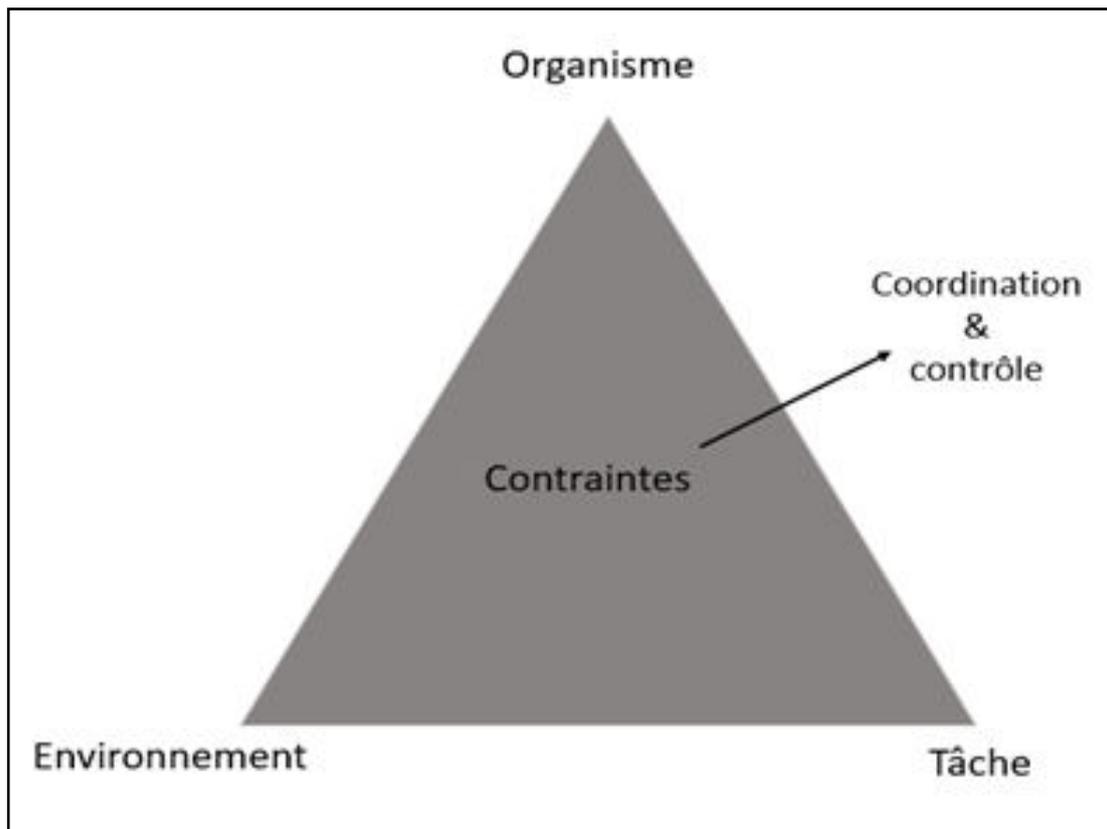
nous aideront à comprendre l'intégration des principes de l'apprentissage dans la prise en charge rééducative.

Il existe différentes théories qui expliquent comment l'apprentissage de nouvelles habiletés motrices peut se produire. La théorie d'Adams (1971) implique un apprentissage en boucle fermée et l'existence d'un feedback sensoriel pour acquérir de nouvelles habiletés motrices. Par ailleurs, ce modèle suppose que l'apprentissage moteur est renforcé par la pratique répétée d'un mouvement, avec des indications nécessaires pour minimiser les erreurs. De manière générale, Adams a développé l'idée que l'apprentissage se manifeste à travers la formation de deux structures appelées « trace perceptive » et « trace mnésique ». La notion de trace mnésique est liée au fonctionnement de la mémoire de rappel correspondant ainsi à la production d'une réponse. La trace mnésique correspond à la phase de sélection et de lancement du geste. Cette trace perceptive renvoie au processus de reconnaissance qui permet l'identification d'un stimulus ou d'une réponse et correspond à la phase de contrôle du geste. La trace perceptive est la référence interne qui permet de comparer le mouvement et de détecter l'erreur. Cette trace perceptive est présente lorsque l'individu pratique une habileté et reçoit un retour sensoriel provenant du mouvement, et qu'il exploite cette information pour former une référence afin d'évaluer la correction des mouvements. L'individu compare ces actions avec la trace en mémoire. Il existe dans cette théorie l'idée que produire une action, surtout un mouvement continu, est possible parce que le système est capable de détecter ses erreurs et de se corriger au fur et à mesure qu'il se répète.

Il semble que la théorie d'Adams ait des limites et ne soit pas en mesure d'expliquer la production de nouveaux mouvements. Ainsi, pour remédier aux points faibles de cette première approche, Schmidt (1975) a proposé un processus en boucle ouverte pour l'apprentissage moteur, connu sous le nom de théorie des schémas. Schmidt a formulé l'hypothèse d'un programme moteur généralisé, qui définit une classe de mouvement plutôt qu'un mouvement spécifique, comme un mécanisme susceptible d'expliquer les qualités d'adaptation et de flexibilité du comportement de mouvement coordonné. Le programme moteur généralisé permet aux individus de produire des variations de mouvement grâce au concept de schéma. Ainsi, par le biais des schémas de réponse, Schmidt a cherché à expliquer la capacité d'un individu à effectuer avec efficacité une habileté qui requiert des mouvements jamais exécutés de la même manière qu'avant, à condition qu'ils appartiennent à la même classe de mouvements.

La théorie de Schmidt a fourni d'importants concepts d'apprentissage moteur relatifs à la connaissance des résultats et à la variabilité de la pratique.

Se distinguant des théories classiques d'Adams et de Schmidt qui accordent une attention majeure au système nerveux central, la théorie des systèmes dynamiques considère que le mouvement émerge de l'interaction de trois systèmes généraux, à savoir la personne, la tâche et l'environnement (Newell, 1986). La théorie des systèmes dynamiques est issue des travaux de Bernstein (1967) qui a décrit le problème des différents degrés de liberté (ou de redondance). La redondance correspond aux nombreuses façons dont les différents degrés de liberté peuvent être combinés pour effectuer une même tâche, mais qui est redondante parce que celle-ci comporte généralement un nombre excessif de degrés de liberté par rapport à ce qui serait nécessaire. La maîtrise des degrés de liberté est obtenue au moyen d'un système de résolution de problèmes qui utilise les contraintes et les possibilités disponibles pour trouver des solutions à un mouvement. C'est pourquoi la théorie des systèmes dynamiques considère le mouvement comme un phénomène émergent d'un réseau de contraintes liées soit à la tâche, soit à l'organisme, soit à l'environnement (Figure 12) (Newell, 1986). La théorie des systèmes dynamiques de l'apprentissage moteur reconnaît l'importance de la pratique et considère que l'apprentissage de nouvelles habiletés est un processus qui renforce la relation entre la perception et l'action en accord avec les tâches et les contraintes de l'environnement (Levin & Demers, 2021). C'est pourquoi, cette théorie a permis d'établir plusieurs principes d'apprentissage qui peuvent être appliqués dans la rééducation des patients atteints de déficiences neuromotrices (Zwickern & Harris, 2009). Ainsi, les interventions fondées sur la théorie des systèmes dynamiques visent à promouvoir l'apprentissage moteur en encourageant l'individu à explorer activement et à résoudre des problèmes autour de tâches complexes orientées vers un objectif dans des environnements significatifs (Larin, 1998; Valvano, 2004). De nombreuses interventions récentes de rééducation motrice sont basées sur cette théorie, car celles-ci considèrent que les résultats de l'apprentissage résultent de l'interaction entre les caractéristiques du patient, de la tâche et du contexte dans lequel l'habileté est apprise (Levac et al., 2009).



**Figure 12 :** Représentation schématique des éléments de l'approche dynamique où le mouvement est un phénomène qui émerge d'un réseau de contraintes liées à la tâche, à l'organisme et à l'environnement, d'après Newell, 1986.

## 5.2 Les principes de l'apprentissage moteur intégrés dans la rééducation

La pratique constitue un élément clé du processus d'apprentissage moteur qui possède plusieurs caractéristiques à considérer, telles que la quantité, la répétition, l'intensité et le type de tâche pratiquée (Muratori et al., 2013). Par ailleurs, des facteurs tels que le feedback, la difficulté croissante et la motivation sont également importants pour l'apprentissage d'une nouvelle habileté. Ces éléments affectent la qualité et la quantité d'informations reçues, traitées et générées par l'apprenant (Lage et al., 2015). Ces principes d'apprentissage moteur fournissent des lignes directrices fondamentales pour optimiser le processus d'acquisition et d'amélioration des habiletés motrices, et sont pertinentes pour la pratique de rééducation.

### - *La pratique répétitive*

Dans la rééducation, la répétition correspond au nombre d'essais réalisés (Kleim & Jones, 2008). Dans le cadre des interventions motrices du membre supérieur, la pratique répétitive

décrit l'utilisation prolongée et répétée du membre atteint pour effectuer une activité (Taub et al., 2004). Il est bien connu qu'un nombre élevé de répétitions de la tâche améliorera l'apprentissage (e.g., Muratori et al., 2013). Plus un mouvement est répété, plus le système nerveux central a de possibilités de s'adapter pour le rendre plus fluide et plus précis (Kleim & Jones, 2008). Toutefois, cet effet est susceptible d'être prononcé dans les premiers stades de l'apprentissage et de s'atténuer avec le temps (Schmidt & Lee, 2011). Chez les enfants et les adolescents, le principe de la répétition est constamment utilisé dans les interventions par contrainte induite (Charles et al., 2001) et sa version modifiée (Deluca et al., 2012), ainsi que dans l'entraînement intensif bimanuel main-bras avec les membres inférieurs (Bleyenheuft et al., 2015). Ces auteurs indiquent que le principe de répétition représente un élément important pour les résultats de ces interventions.

- *La pratique intensive*

Dans le domaine de la rééducation, la dose est habituellement définie par l'intensité, la fréquence et la durée par séance d'un type donné d'activité résultant en une quantité totale de pratique (Cooke et al., 2010; Maier et al., 2019). La pratique intensive est également impliquée dans les interventions motrices intensives dans lesquelles le patient suit une thérapie pendant environ 50h, et soutiennent les résultats positifs de ces méthodes. Dans le cadre de la rééducation, l'accent mis sur l'intensité de la pratique peut accélérer la récupération, en créant un environnement favorable à l'apprentissage et à l'amélioration des mouvements déficients. Au niveau du système nerveux central, les protocoles de rééducation intensive peuvent aussi induire et renforcer des changements neuroplastiques structurels ainsi qu'une réorganisation des réseaux neuronaux, augmenter l'excitabilité corticale et, par conséquent, améliorer la fonction motrice (Kleim & Jones, 2008; Maier, et al., 2019).

- *La pratique variée*

La pratique de mouvements dans différents contextes et conditions peut améliorer la capacité d'adaptation et de généralisation de nouvelles habiletés (Schmidt & Lee, 2011). Dans le cadre de la rééducation, il peut s'agir d'effectuer des exercices similaires dans des positions et des environnements différents ou avec des niveaux de difficulté variés. Ainsi, la pratique d'une tâche peut être constante (i.e., l'exécution d'une même tâche de la même manière à chaque répétition) ou variable (i.e., l'exécution de variations de la tâche ou de tâches différentes tout

au long d'une séance d'entraînement) (Muratori et al., 2013). Bien qu'il semble plus facile d'acquérir la capacité lorsque la tâche est pratiquée de façon constante, cela ne semble pas être aussi avantageux pour la rétention et le transfert de l'apprentissage. En effet, comme aucune variabilité n'existe dans la pratique constante, celle-ci peut être moins efficace pour induire le développement de l'ensemble des schémas (i.e., stockant des informations sur les conditions initiales, les spécifications de la réponse du programme moteur, les conséquences sensorielles de la réponse produite et les effets du mouvement sur l'environnement), utilisés pour déterminer les paramètres nécessaires à la production de différentes versions d'une action. À l'inverse, lorsque la pratique est variée sur une ou plusieurs tâches, cela induit le développement de schémas et permet une meilleure acquisition d'une capacité générale à produire plusieurs variantes d'une classe d'actions. Ce type d'organisation de la pratique augmente la flexibilité de la production de mouvement, permettant d'appliquer ce qui a été appris à des actions similaires dans de nouveaux contextes (Lage et al., 2015).

Dans le cadre d'une pratique variée, l'ordre dans lequel les tâches sont organisées peut être modulé, de sorte qu'il peut être bloqué (i.e., la première tâche est effectuée, puis la deuxième suivie de la troisième...) ou aléatoire (i.e., l'ordre des tâches est mixte). Dans ce cas, la pratique aléatoire semble être plus efficace dans le processus d'apprentissage (Lage et al., 2015). D'une façon générale, la pratique variable et la pratique aléatoire ont tendance à dégrader les performances à court terme, mais ont souvent un impact positif à long terme sur la rétention et le transfert des habiletés. Cela s'explique par le fait que ces deux modes d'organisation de la pratique sont plus stimulants et mobilisent des processus d'apprentissage plus complexes (Breslin et al., 2012; Lage et al., 2015).

- *La pratique de tâches spécifiques avec des objectifs définis*

La pratique de tâches spécifiques se concentre sur l'exécution de tâches fonctionnelles qui sont plus significatives pour l'apprenant (Muratori et al., 2013). Il est également intéressant que ces tâches aient un objectif défini. Ainsi, l'hypothèse de la spécificité de l'apprentissage suggère que l'apprentissage d'une nouvelle capacité se produit lorsque la pratique intègre des éléments de mouvement et des contextes semblables à ceux nécessaires à la réalisation de la tâche en situation de vie réelle (Schmidt & Lee, 2011). Dans le contexte de la rééducation, l'entraînement d'une modalité spécifique peut modifier un sous-ensemble des circuits neuronaux impliqués

dans la fonction plus générale et, par conséquent, influencer le transfert d'habileté à des activités similaires non entraînées (Kleim & Jones, 2008).

- *La difficulté de la pratique*

L'apprentissage d'une nouvelle habileté motrice se produit par le biais de la résolution active de problèmes (Guadagnoli & Lee, 2004). Ce principe consiste à augmenter progressivement les défis et les exigences associés à la tâche. La difficulté de la pratique peut correspondre aux caractéristiques de la tâche, indépendamment de la personne qui l'exécute ou des conditions dans lesquelles elle est exécutée, connue comme « *difficulté nominale* ». Elle peut correspondre aussi au degré de difficulté de la tâche, qui dépend du niveau de compétence de la personne qui l'exécute et des conditions dans lesquelles elle est exécutée, appelé « *difficulté fonctionnelle de la tâche* » (Guadagnoli & Lee, 2004). Les erreurs commises lors de l'exécution de la tâche sont nécessaires pour améliorer l'habileté motrice, et le défi peut motiver l'exécution de la tâche en augmentant l'engagement dans l'activité (Metcalf, 2017). Cependant, Wickens et al. (2013) soulignent que la manière dont la difficulté est implémentée peut impacter le résultat de l'apprentissage, démontrant que lorsque les niveaux de difficulté sont adaptés à la capacité de l'exécutant, les performances sont supérieures à celles obtenues lorsque ce facteur n'est pas pris en compte.

- *Le feedback*

Le feedback correspond à toute information reçue concernant l'exécution de la tâche (Muratori et al., 2013). Ainsi, ces informations sensorielles peuvent être disponibles durant ou suite à l'exécution du mouvement. Le feedback peut provenir de sources internes (intrinsèque) ou externes (extrinsèque). Le feedback intrinsèque est dérivé des informations internes du système sensoriel de l'individu en réponse au mouvement. Il s'agit donc des informations sensorielles (i.e., visuelles, auditives, tactiles et proprioceptives) propres à la personne qui interviennent au cours de l'exécution de la tâche (Levin & Demers, 2021). Le feedback extrinsèque, également appelé feedback augmenté, correspond à l'ensemble des informations liées à un mouvement effectué par l'apprenant, à son résultat ; elles sont transmises de manière externe, et perçues par l'apprenant lui-même. Le feedback augmenté lié à la tâche peut prendre de nombreuses formes, notamment verbales, visuelles et physiques (Muratori et al., 2013). Le feedback extrinsèque sera normalement un complément du feedback intrinsèque (Schmidt & Lee, 2011).

Plusieurs études se sont intéressées aux moyens les plus efficaces de fournir un feedback extrinsèque, ainsi que le moment, la fréquence et le type d'information (Molier et al., 2010). Ainsi, le type de feedback fourni est lié à la connaissance de la performance (CP ; information sur la manière dont le mouvement a été effectué) ou à la connaissance des résultats (CR ; l'information sur l'objectif du mouvement) (Schmidt & Lee, 2011). Dans le cadre de la rééducation, le feedback est une information fournie aux patients afin de leur permettre d'identifier leurs erreurs dans l'exécution de la tâche par rapport aux objectifs attendus ou dans l'utilisation de compensations. Ces aspects peuvent donc aider à privilégier des solutions pour améliorer l'acquisition de nouvelles habiletés (Levin & Demers, 2021). Ainsi, la connaissance de la performance fournit des informations sur la qualité du mouvement, pendant (simultané) ou après (terminal) l'accomplissement de la tâche (Levin & Demers, 2021). Ces informations peuvent être fournies lorsque le thérapeute décrit la manière dont le mouvement est ou a été exécuté, ainsi que sur les moyens de l'améliorer lors de la prochaine tentative. La connaissance des résultats est fournie par le biais de résultats quantitatifs ou qualitatifs concernant l'objectif de la tâche, tels que la précision, la réussite ou l'échec (Muratori et al., 2013). Par exemple, en rééducation, cela peut se produire lorsque le praticien informe le patient s'il a bien accompli ou non la tâche demandée et avec quelle efficacité, précision et rapidité.

Un aspect à prendre en compte lors de l'application de ces éléments dans la pratique de la rééducation est la manière dont la connaissance du résultat et de la performance est fournie, car cela peut également avoir un impact sur l'apprentissage de nouvelles capacités. Des études suggèrent que, bien qu'il favorise l'apprentissage, un feedback fourni de manière excessive peut dégrader ce processus. En effet, l'apprenant devient dépendant du feedback lorsqu'il est fourni, et un feedback abondant peut encourager une participation passive plutôt qu'active et réduire la capacité du patient à acquérir ces habiletés. Par conséquent, la quantité de feedback doit être réduite au fur et à mesure que la thérapie progresse (Muratori et al., 2013).

- *L'apprentissage par observation*

L'observation de l'action est liée aux principes des neurones miroirs, qui sont des mécanismes permettant l'apprentissage par imitation. Ces cellules nerveuses sont présentes dans le cortex prémoteur et le cortex pariétal inférieur et sont activées lorsqu'un être observe ou reproduit le comportement d'autres êtres semblables. Ces systèmes ont commencé à faire l'objet d'un débat plus large après les études de Rizzolatti et al. (2009) et Rizzolatti & Sinigaglia (2010). Sur la

base d'études menées chez l'homme comme chez l'animal, ces auteurs indiquent que le cortex moteur est activé lorsque des actions sont observées en stimulant ces mécanismes du système miroir. Ainsi, l'observation d'actions réalisées par d'autres êtres active chez l'observateur les mêmes structures neuronales que celles responsables de l'exécution de ces mêmes actions. L'observation d'un modèle approprié pendant la pratique d'une habileté motrice peut être efficace dans la mesure où l'apprenant doit avoir une idée claire de l'objectif à atteindre. Ainsi, l'observation de la performance d'un modèle peut faciliter l'acquisition de schémas de réponse (Mulder, 2007). En observant une tâche donnée, on active par conséquent des neurones qui captent les composantes essentielles de l'activité qui sont similaires d'une répétition à l'autre, ce qui permet le développement d'une image qui aide à structurer le mouvement (Buccino et al., 2006).

#### - *La motivation*

Il existe différentes définitions de la motivation. Nous retiendrons la définition de Morgan et al. (1995) qui est largement utilisée dans les études sur la motivation et rééducation. Ces auteurs ont défini la motivation comme « *la force motrice et d'attraction qui entraînent un comportement persistant orienté vers un objectif particulier* ». La motivation peut ainsi être de nature intrinsèque ou extrinsèque. La motivation intrinsèque correspond aux forces qui encouragent les individus à effectuer des activités volontairement, par intérêt, par plaisir et par satisfaction, tandis que la motivation extrinsèque est extérieure à la personne et correspond aux récompenses et aux feedbacks qui vont influencer le comportement (Vianin, 2007). La motivation s'applique à toutes les populations, mais elle sera plus pertinente dans le processus d'apprentissage moteur pédiatrique, où l'implication dans la tâche peut faciliter le maintien de l'attention et la participation à la rééducation (Majnemer & Heidi Schambraa, 2011; Meyns et al., 2018). Il faut noter que la motivation est un facteur qui peut influencer les autres principes de l'apprentissage moteur, de fait qu'un enfant motivé par l'activité proposée peut augmenter l'intensité, la répétition des tâches et son engagement dans la thérapie.

### **5.3 Le processus de la neuroplasticité dans la rééducation**

Le processus d'amélioration des performances lié à l'apprentissage moteur résultant de la pratique doit être durable et peut entraîner des changements fonctionnels et structurels basés sur la capacité du système nerveux à réorganiser la structure, la fonction et les connexions en

réponse à des stimuli (Dayan & Cohen, 2011). Ainsi, un autre aspect à considérer dans le cadre de la rééducation motrice est la neuroplasticité. Le terme neuroplasticité ou plasticité cérébrale est utilisé en neurosciences depuis plus d'un siècle pour définir « *les changements présumés dans l'organisation neuronale qui peuvent expliquer diverses formes de modifiabilité comportementale, de courte ou de longue durée, y compris la maturation, l'adaptation à un environnement changeant, des types d'apprentissages spécifiques et non spécifiques et des ajustements compensatoires en réponse à des pertes fonctionnelles dues au vieillissement ou à des lésions cérébrales* » (Berlucchi & Buchtel, 2009).

La neuroplasticité est donc la capacité du système nerveux central à modifier sa structure ou sa fonction en réponse à l'apprentissage ou au réapprentissage des habiletés dans un cerveau préservé ou après une lésion cérébrale (Kleim & Jones, 2008). Dans ce cadre, Kleim & Jones, (2008) ont montré que, face au processus d'apprentissage de nouvelles habiletés, le cerveau remodèle continuellement ses circuits neuronaux pour coder ces nouvelles expériences qui permettent des changements comportementaux. Ce processus de réorganisation semble se produire dans les cerveaux sains, mais il est également un élément clé pour promouvoir la réorganisation des tissus résiduels dans les cerveaux lésés, tels que ceux des enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale (Reid et al., 2015).

Kleim & Jones (2008) ont identifié dix principes de la neuroplasticité caractérisant les facteurs pertinents pour les résultats de la rééducation et la plasticité dépendante de l'expérience dans les mécanismes d'apprentissage et de récupération après une lésion cérébrale (Figure 13). Parmi les dix principes, nous en soulignons certains déjà mentionnés lors de la discussion sur les éléments de l'apprentissage moteur, tels que la répétition, l'intensité et la spécificité d'une activité. Un autre aspect souligné par ces auteurs est lié à l'âge, considéré comme un facteur important dans le processus de neuroplasticité. Selon ces auteurs, même si la neuroplasticité se manifeste tout au long de la vie, elle se produira avec de meilleurs résultats dans des cerveaux plus jeunes. Par conséquent, le moment où le travail de rééducation est entamé peut avoir un impact sur le processus de gains fonctionnels des patients atteints de paralysie cérébrale, et justifie les différentes lignes directrices recommandant une rééducation précoce dès le diagnostic ou les premiers signes de cette affection (Boychuck et al., 2019).

Principe	Description
1. Use It or Lose It	Failure to drive specific brain functions can lead to functional degradation.
2. Use It and Improve It	Training that drives a specific brain function can lead to an enhancement of that function.
3. Specificity	The nature of the training experience dictates the nature of the plasticity.
4. Repetition Matters	Induction of plasticity requires sufficient repetition.
5. Intensity Matters	Induction of plasticity requires sufficient training intensity.
6. Time Matters	Different forms of plasticity occur at different times during training.
7. Salience Matters	The training experience must be sufficiently salient to induce plasticity.
8. Age Matters	Training-induced plasticity occurs more readily in younger brains.
9. Transference	Plasticity in response to one training experience can enhance the acquisition of similar behaviors.
10. Interference	Plasticity in response to one experience can interfere with the acquisition of other behaviors.

**Figure 13 :** Les dix principes de la neuroplasticité dépendants de l'expérience proposés par Kleim & Jones (2008)

## 6 Les limites de la prise en charge rééducative chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale

Bien qu'elles soient essentielles au bien-être et à la qualité de vie des enfants et des adolescents, les interventions utilisées dans le cadre de la rééducation de la paralysie cérébrale présentent des limites. En effet, les parcours de soin de ces enfants et adolescents sont des processus prolongés qui les accompagnent de l'enfance à l'âge adulte, marquant ainsi des étapes importantes dans leur vie. De ce fait, ces jeunes patients sont souvent engagés dans des traitements de longue durée, impliquant un grand nombre de séances et reposant sur des exercices répétitifs, parfois peu attrayants, ce qui peut être une source de démotivation pour ces jeunes patients et leurs familles (Masseti et al., 2018). C'est pourquoi, dans la prise en charge des enfants et des adolescents, il est important d'établir des objectifs thérapeutiques en accord avec les préférences et les attentes du patient et de son entourage, ainsi que de proposer des stratégies thérapeutiques adaptées à ces objectifs. Ces éléments peuvent influencer l'adhésion et l'observance du traitement.

L'observance peut être définie comme « *le degré de respect ou d'écart entre le comportement du patient et les prescriptions ou recommandations en termes de santé* » (Haynes, 1979). L'observance correspond donc à un comportement. Selon Lamouroux et al. (2005) l'adhésion, « *fait référence à des processus intrinsèques tels que les attitudes et la motivation des patients à suivre leurs traitements* ». L'adhésion thérapeutique correspond ainsi à l'acceptation d'un traitement par le patient, et détermine sa participation active et volontaire dans celui-ci afin d'obtenir des résultats thérapeutiques efficaces. Ce phénomène peut être influencée par diverses dimensions établies par l'OMS comme des facteurs socio-économiques ainsi que les

caractéristiques des systèmes de soins, des maladies, des patients et des traitements proposés. Concernant la prise en charge rééducative, le concept d'adhésion thérapeutique est multidimensionnel et correspond à la présence aux séances, au suivi des conseils et à l'exécution des méthodes prescrites (Jack et al., 2010). C'est pourquoi, la non-adhésion thérapeutique peut entraîner des conséquences négatives sur les résultats de la rééducation et sur la progression des tableaux cliniques des patients.

Parmi les facteurs limitants associés aux interventions de rééducation motrice, la douleur semble être l'une des principales sources qui peuvent impacter la non-adhésion au traitement (Jack et al., 2010). C'est ce qui ressort de l'enquête *ESPaCe* « *Enquête de satisfaction des personnes diagnostiquées de paralysie cérébrale* » menée par la Fondation Paralysie Cérébrale entre 2016 et 2017, et qui a révélé l'existence de douleur dans 70 % des cas chez les 1000 participants enfants, adolescents et adultes atteints de paralysie cérébrale interrogés dans toute la France (Cornec et al., 2021). Les résultats de cette enquête démontrent que la douleur ressentie lors des séances de rééducation est peu évaluée et faiblement prise en charge par les praticiens paramédicaux. La douleur a également été signalée comme un facteur limitant dans l'étude qualitative d'Houx et al. (2021) qui ont interrogé 18 enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale et qui ont considéré les étirements comme la principale source de douleur dans les traitements de kinésithérapie.

Les programmes de rééducation longs basés sur des méthodes répétitives et peu motivantes ont aussi été identifiés comme un facteur limitant susceptible de démotiver les enfants et les adolescents vis-à-vis de la thérapie proposée. Dans une revue systématique menée par Collado-Garrido et al. (2019) sur les exercices de renforcement musculaire, il a été noté que les entraînements répétitifs et peu dynamiques pouvaient être une source de démotivation pour les patients. Ces auteurs soulignent l'importance de réexaminer et de modifier les exercices lorsqu'ils deviennent répétitifs et peu engageants, afin de maintenir l'adhésion au traitement sur le long terme. L'introduction de stratégies plus dynamiques, comme l'utilisation de jeux interactifs et d'activités physiques adaptées, peut également contribuer à surmonter ce défi. De plus, il est à noter que les interventions conventionnelles, telles que les mobilisations passives et la thérapie neurodéveloppementale, peuvent souvent entraîner un transfert limité des améliorations obtenues en rééducation vers les activités de la vie quotidienne. Ces aspects peuvent susciter une perception négative de la thérapie et diminuer la motivation des patients et de leurs proches, et donc l'adhésion et l'observance au traitement (Meyns et al., 2018).

Du point de vue de la difficulté à transférer des améliorations thérapeutiques vers le quotidien, les interventions récentes basées sur l'apprentissage moteur et sur un entraînement intensif, telles que la thérapie par contrainte induite et la thérapie intensive bimanuelle, plus dynamiques et axées sur la fonctionnalité, peuvent offrir une alternative aux méthodes conventionnelles. Toutefois, ces techniques présentent également quelques limites. Dans le cas de la thérapie par contrainte induite, la contention physique du membre supérieur atteint semble être perçue comme invasive pour les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale, ce qui peut entraîner une frustration psychologique pour ces patients. Par ailleurs, ces dispositifs de contention peuvent être sources de douleur et d'inconforts (Hoare et al., 2019). Face à cette limite, la thérapie bimanuelle intensive main-bras ou la thérapie intégrant le membre inférieur constituent des alternatives à la problématique de la contention, car ceux-ci reposent sur un travail effectué librement avec les deux mains (Bleyenheuft et al., 2015; Bleyenheuft & Gordon, 2014; Gordon et al., 2007). Cependant, les méthodes bimanuelles peuvent présenter d'importantes barrières logistiques. En fait, ces méthodes intensives peuvent être considérées comme contraignantes pour les patients et leur famille, en termes d'investissement financier et de temps et d'organisation pour assurer le programme. En Europe, ces interventions sont répandues sous la forme de séjours ou de stages intensifs de rééducation, dont le coût est parfois élevé. Ce coût peut devenir un autre obstacle à leur mise en œuvre en fonction de la politique de remboursement qui dépend de chaque pays et peut s'avérer difficile en raison du nombre élevé de séances requises. De plus, le suivi de ces interventions requiert une adaptation importante de la vie de l'enfant et de l'adolescent en termes d'activités scolaires et d'activités professionnelles des parents pendant la période de traitement, qui peut parfois durer de deux à trois semaines. De plus, comme il s'agit d'une intervention relativement nouvelle, peu de professionnels disposent des connaissances et de la formation appropriées pour appliquer ces techniques (Saussez et al., 2023).

Malgré l'augmentation des preuves de l'efficacité des interventions intensives, l'intégration des principes d'apprentissage moteur dans la pratique clinique est limitée à plusieurs égards. En fait, la connaissance théorique des concepts d'apprentissage moteur par les praticiens et leur traduction vers le domaine clinique reste encore un défi (Juckett et al., 2020; Kafri et al., 2019). Levac et al. (2009) ont souligné les obstacles possibles à l'application de ces principes dans la pratique clinique, à savoir la grande variété des principes de l'apprentissage moteur ainsi que l'absence de consensus sur leurs définitions et les ressources éducatives limitées pour soutenir

l'application de ces connaissances. Dans cette même optique, Maier et al. (2019) insistent sur le fait que la difficulté actuelle de l'intégration des principes d'apprentissage moteur dans la pratique clinique réside dans le fait qu'ils n'ont pas encore été opérationnalisés.

Compte tenu de tous les facteurs limitants concernant la rééducation motrice présentés dans cette section, que l'on retrouve dans les interventions conventionnelles comme dans les interventions intensives et récentes, de nouvelles alternatives rééducatives ont émergé, basées sur des technologies innovantes (e.g., réalité virtuelle, jeux vidéo, robotique). Depuis une vingtaine d'années, nous assistons en effet, à une utilisation croissante de dispositifs de réalité virtuelle dans le domaine de la rééducation, et de nombreuses études suggèrent que ces dispositifs peuvent intégrer les principes de l'apprentissage moteur dans la pratique clinique de manière ludique et motivante (Levac et al., 2012; Levin et al., 2015), et ainsi lutter contre la non-adhésion au traitement. Dans le troisième et dernier chapitre de ce cadre théorique, nous discuterons des éléments qui soutiennent l'utilisation de la réalité virtuelle dans le domaine de la rééducation motrice.

## **Points clés du chapitre 2**

Différentes stratégies thérapeutiques sont utilisées dans la prise en charge du membre supérieur chez des enfants atteints de paralysie cérébrale.

Les traitements médicaux et chirurgicaux peuvent être utilisés ainsi que les interventions rééducatives conventionnelles et intensives récentes basées sur l'apprentissage moteur.

Ces dernières années, les preuves d'interventions récentes basées sur des principes d'apprentissage moteur se sont développées.

Ces interventions plus récentes semblent mobiliser des composantes de neuroplasticité et peuvent avoir un impact plus important sur l'apprentissage de tâches quotidiennes des patients.

Les interventions conventionnelles et récentes présentent des limites qui peuvent avoir un impact sur la non-adhésion et non-observance des jeunes patients au traitement. Parmi ces limites, la douleur est un facteur important, ainsi que les traitements longs et peu ludiques.

Les interventions récentes basées sur l'apprentissage moteur présentent des limites logistiques et l'intégration de principes d'apprentissage moteur dans la rééducation est encore peu connue chez les professionnels paramédicaux.

Face à ces limites, de nouveaux dispositifs de rééducation sont apparus, basés sur des technologies innovantes. Parmi ceux-ci, la réalité virtuelle semble constituer un outil pertinent, pouvant répondre à certaines de ces limites.

## **Chapitre 3 : L'intérêt de la réalité virtuelle pour la rééducation motrice chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale**

Les dispositifs de réalité virtuelle constituent des outils pertinents pour la rééducation motrice des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale et s'inscrivent dans une approche rééducative émergente et porteuse de grandes promesses. Bien que le recours à la réalité virtuelle augmente dans la pratique clinique avec de nombreux travaux de recherche pour l'étayer, il s'agit d'un domaine complexe dont l'utilisation est fonction des caractéristiques de la technologie et des environnements virtuels utilisés. Cela inclut également les effets des dispositifs virtuels sur les capacités motrices et fonctionnelles des patients, ainsi que les effets indésirables et les contre-indications liées à leur utilisation.

Dans le présent chapitre, nous nous pencherons sur les aspects plus techniques de la réalité virtuelle, puis sur les différentes configurations des dispositifs exploitables dans la prise en charge rééducative. De plus, nous aborderons les intérêts de la réalité virtuelle dans le cadre de la rééducation motrice, ainsi que les possibilités d'intégrer les principes de l'apprentissage moteur et de la neuroplasticité dans les interventions motrices. Nous aborderons les preuves disponibles à ce jour sur la rééducation en réalité virtuelle du membre supérieur chez des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale, ainsi que les défis posés par l'implémentation de ces technologies virtuelles dans la pratique clinique. Nous clôturons ce dernier chapitre du cadre théorique en discutant des recommandations pour le développement de dispositifs de réalité virtuelle spécifiques pour la prise en charge rééducative.

### **1 Aspects généraux de la réalité virtuelle**

La réalité virtuelle est un domaine multidisciplinaire qui emploie des dispositifs développés pour une grande variété de domaines, comprenant la santé, l'éducation, le sport, le marketing, l'industrie et le divertissement. Les origines des premiers développements des technologies virtuelles remontent à plus de 50 ans (Machover et al., 1994). Toutefois, le concept de réalité virtuelle a été introduit en 1985 par Jaron Lanier fondateur de la VPL Research Inc. considérée comme l'une des premières entreprises à développer et à vendre des produits de réalité virtuelle (Klinger et al., 2010). Depuis ces événements, de nouvelles technologies ont été développées et diverses définitions ont été données à la réalité virtuelle.

Selon Weiss & Jessel (1998), « *la réalité virtuelle correspond à l'utilisation de simulations interactives générées par un ordinateur afin de donner aux utilisateurs la possibilité de s'engager dans des environnements qui ressemblent à des objets et à des événements du monde réel* ». Dans ce même sens, Schultheis & Rizzo (2001) considèrent la réalité virtuelle comme « *une forme avancée d'interface homme-machine permettant aux utilisateurs d'interagir et de s'immerger dans un environnement généré par ordinateur de manière réaliste* ». Pour Schroeder (1996), cela correspond à « *une image générée par ordinateur qui permet ou oblige l'utilisateur (ou les utilisateurs) à avoir le sentiment d'être présent dans un environnement autre que celui dans lequel il se trouve réellement et d'interagir avec cet environnement* ». Dans une optique similaire, Milgram & Kishin (1994) considèrent que l'environnement virtuel « *est un environnement dans lequel le participant-observateur est complètement immergé et capable d'interagir avec un monde entièrement synthétique* ». En effet, comme indiqué par Kardong-Edgren et al. (2019), il existe un panel de définitions relativement variées de la réalité virtuelle dans la littérature, ce qui rend difficile une standardisation. Il convient toutefois de noter que certains concepts clés se retrouvent dans presque toutes les définitions de la réalité virtuelle : présence, immersion, interaction et engagement.

### **1.1 Concepts clés de la réalité virtuelle**

Le sentiment de présence, l'immersion, l'interaction et l'engagement sont des concepts clés qui constituent les expériences psychologiques et physiques associées à l'utilisation de la réalité virtuelle (Rebelo et al., 2012). Steuer (1992) a défini la présence comme le sentiment psychologique d'être présent dans un environnement médiatisé. Pour Witmer & Singer, (1998), la présence est l'expérience subjective de se sentir présent dans un environnement, même si l'on ne se trouve pas physiquement dans cet environnement. Dans le cadre de la réalité virtuelle, la présence est associée à la découverte de l'environnement généré par l'ordinateur plutôt qu'à l'emplacement physique réel, car ce sentiment « d'être là » (being there) (Parsons, 2015) dépend de la focalisation de l'attention du participant sur l'environnement virtuel en ne percevant plus ou en ignorant les stimuli provenant de l'environnement physique (Witmer & Singer, 1998).

Le second concept clé de la réalité virtuelle est l'immersion correspondant à un état psychologique. C'est un concept qui correspond à la perception de l'utilisateur d'être immergé et en interaction avec un environnement qui fournit un flux de stimuli et d'expériences et

sensations visuelles, auditives et tactiles. L'immersion est donc liée au sentiment d'être dans une réalité. Par conséquent, les informations sensorielles sont essentielles pour créer cette immersion (Rebelo et al., 2012).

Concernant l'interaction, c'est un concept caractérisé par la capacité du système à détecter les actions et les mouvements de l'utilisateur, et à actualiser en temps réel l'environnement virtuel en réponse aux commandes (Rebelo et al., 2012). À cette fin, les différentes interfaces telles que les écrans tactiles, les casques, les manettes de contrôle, les souris permettent ces interactions ainsi que les caméras telles que la Kinect qui capturent les actions réalisées.

Pour finir ce rapide tour d'horizon des concepts clés de la réalité virtuelle, l'engagement correspond au degré d'implication de l'utilisateur dans la tâche et l'environnement, constituant un état psychologique résultant de la mobilisation d'énergie et d'attention sur un ensemble d'activités et d'événements significatifs (Witmer & Singer, 1998). Par conséquent, cette notion est associée au degré de motivation d'une personne à s'engager dans une activité dans l'environnement virtuel. La réalité virtuelle possède ainsi le potentiel de permettre aux utilisateurs de se concentrer plus facilement sur les stimuli, les rendant par conséquent plus impliqués dans l'expérience et, donc, conduisant à un sentiment accru de présence dans l'environnement virtuel (Witmer & Singer, 1998).

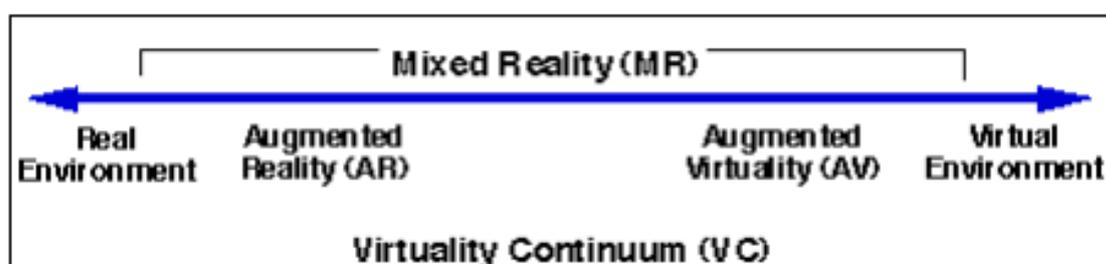
## **1.2 Les spécificités des environnements et des dispositifs virtuels**

Les concepts clés présentés dans la section précédente sont influencés par les caractéristiques des environnements et des dispositifs de réalité virtuelle. Ces caractéristiques correspondent au type de réalité virtuelle dans lequel l'activité est vécue, au type d'interface utilisé pour l'interaction et au degré d'immersion offert par l'environnement virtuel.

### **1.2.1 Catégorisation selon les types de réalités virtuelle**

Un aspect qui peut impacter les applications de la réalité virtuelle est l'environnement dans lequel les activités sont réalisées qui peut être augmenté, mixte ou virtuel. Dans ce contexte, Milgram & Kishino (1994) ont établi une distinction entre ces différentes réalités grâce à une approche conceptuelle à l'aide d'un diagramme montrant la transition entre le monde réel et le virtuel (Figure 14). Ce diagramme permet de comprendre la relation entre la réalité augmentée

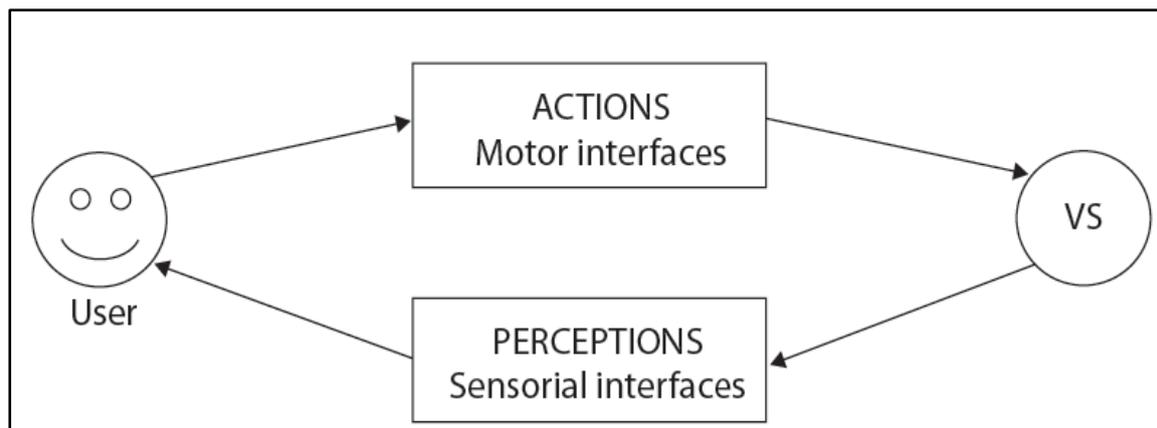
et la réalité virtuelle au travers d'un spectre de réalité mixte, appelé « continuum de la virtualité ». D'un côté de ce spectre se trouve la réalité physique (l'environnement réel) et de l'autre la réalité virtuelle (l'environnement virtuel). Ainsi, ce spectre décrit les extrêmes du continuum de la virtualité qui commence dans l'environnement réel et traverse la réalité augmentée et la virtualité augmentée pour aboutir à la réalité virtuelle. Selon Huygelier et al. (2021), la réalité augmentée renvoie aux systèmes dans lesquels des informations virtuelles, y compris des images, des vidéos ou des informations textuelles, sont superposées à l'environnement réel (e.g., Pokémon Go), tandis que dans la virtualité augmentée, des informations du monde réel sont superposées à un monde virtuel, donc, l'image de l'utilisateur est ajoutée à un environnement virtuel. Ces deux types de réalités se distinguent de la réalité virtuelle par le fait que, dans ce dernier cas, toutes les images sont virtuelles. Ces trois concepts renvoient ainsi à un quatrième, celui de la réalité mixte qui est démontrée et définie dans le spectre de continuum de virtualité proposé par Milgram & Kishino, (1994) comme la fusion du monde réel et du monde virtuel. Les auteurs considèrent la réalité mixte comme une technologie hybride, caractérisé comme un mixte entre la réalité augmentée et virtuelle. Parmi ces multiples possibilités, la rééducation peut trouver une grande gamme de solutions puisque toutes peuvent donner lieu à des dispositifs adaptés (Huygelier et al., 2021).



**Figure 14** : Le continuum de la virtualité proposé par Milgram & Kishino (1994). Cette ligne décrit les extrêmes du continuum de la virtualité qui commence dans le réel et passe par l'augmenté pour aboutir au virtuel

### 1.2.2 Catégorisation selon les interfaces

La catégorisation basée sur les interfaces, ou périphériques d'entrée et de sortie, concerne le dispositif utilisé pour fournir les informations sensorielles dans l'environnement virtuel, ainsi que la manière dont l'utilisateur interagit avec ces informations (Mazuryk & Gervautz, 1999). Les *périphériques d'entrée*, appelés aussi *interfaces motrices*, sont responsables de l'interaction, et les *périphériques de sortie*, connus également comme *interfaces sensorielles*, contribuent à la sensation d'immersion (Figure 15) (Klinger et al., 2010).



**Figure 15:** Interfaces motrices (périphériques d'entrée) et interfaces sensorielles (périphérique de sortie), d'après l'étude de Klinger et al. (2010). User = utilisateur ; VS (virtual system) = systèmes virtuel

Les périphériques d'entrée ou les interfaces motrices déterminent la manière dont l'utilisateur interagit avec l'ordinateur (Mazuryk & Gervautz, 1999). Ces périphériques peuvent être classés en deux catégories, *les opérateurs manuels* et *les systèmes de capture automatique* (Zhang, 2017). *Les opérateurs manuels* permettent un faible niveau d'interaction naturelle et correspondent aux claviers, aux souris, aux joysticks, aux télécommandes et aux plates-formes de contact (Tieri et al., 2018). La console du jeu vidéo Nintendo Wii, par exemple, utilise deux dispositifs d'entrée qui sont la télécommande, le « contrôleur Wii » permettant d'interagir avec le monde virtuel par des mouvements du membre supérieur, et la plate-forme « Wii Balance », qui sert également à un travail d'équilibre. Certains visiocasques sont pareillement équipés de télécommandes qui permettent à l'utilisateur d'interagir avec l'environnement virtuel immersif. Les systèmes de capture automatique, quant à eux, permettent la capture des mouvements de l'utilisateur pour les reproduire sous forme d'images virtuelles représentées par des avatars ou des objets virtuels, facilitant ainsi une interaction en temps réel. Ces systèmes permettent un niveau d'interaction naturelle plus élevé que les opérateurs naturels (Tieri et al., 2018). Dans cette optique, des systèmes de capture tels que des accéléromètres, des gants de données, des caméras de type Kinect, des capteurs magnétiques, optiques ou mécaniques sont employés. Par exemple, la caméra Kinect destiné aux systèmes de la Microsoft (Washington, États-Unis) avec la console de jeux vidéo Xbox permet de contrôler une interface sans la nécessité de manettes.

Les périphériques de sortie ou les interfaces sensorielles assurent la présentation à l'utilisateur des images de l'environnement virtuel et de ses phénomènes. Celles-ci sont responsables de la génération d'une sensation d'immersion. Le degré d'immersion est donc directement lié au type de périphérique de sortie. Les périphériques de sortie sont basés sur des affichages visuels,

auditifs ou tactiles (Machover et al., 1994). Ils correspondent aux écrans, aux projecteurs, aux visiocasques (HMD) et aux dispositifs holographiques (Stothard et al., 2015). Les écrans sont souvent utilisés pour les consoles de jeux vidéo plus simples et peuvent être de télévision ou d'ordinateur ainsi que des écrans 3D. Les projecteurs accordent une visualisation plus large des images, permettant à plusieurs personnes de les utiliser simultanément, ce qui peut être intéressant pour les activités en groupe. Ils peuvent être de différentes tailles, la plus grande étant le CAVE (Cave Automatic Virtual Environment) ou le cube immersif 3D constitué de plusieurs murs offrant un champ de vision de près de 360° (Huygelier et al., 2021; Tieri et al., 2018). Les casques de réalité virtuelle appelés également HMD (Head-Mounted Display) se sont développés rapidement avec l'évolution de la technologie et offrent des degrés d'immersion plus élevés que les autres périphériques de sortie. Il s'agit de dispositifs portables composés de deux petits écrans montés près des yeux, permettant une vision stéréoscopique, et d'un système de suivi de la tête qui actualise les images en temps réel en fonction des mouvements de la tête de l'utilisateur. Les systèmes stéréoscopiques facilitent la perception de la profondeur et offrent des avantages en termes de précision, notamment pour les activités nécessitant une bonne coordination visuo-motrice (Van Den Hoogen et al., 2012). De plus, certains casques ont la possibilité de transmettre du son via des écouteurs. Les technologies des casques les plus nouvelles sont équipées de capteurs externes capables de suivre le mouvement des mains et des bras en temps réel permettant un meilleur niveau d'interaction avec l'environnement virtuel. Dans ce cadre, les casques les plus populaires sont l'Oculus Rift, l'Oculus VR ou le HTC Vive Pro (Tieri et al., 2018). De plus, les nouvelles technologies permettent à l'utilisateur de voir le monde réel à travers les lentilles tout en regardant les éléments virtuels (Zhang, 2017) et les dispositifs holographiques ont la possibilité de faire des projections de très grande dimension.

### **1.2.3 Catégorisation selon le degré d'immersion**

L'immersion est le sentiment d'être impliqué, inclus et d'interagir avec l'environnement virtuel, et différents aspects peuvent influencer son niveau d'intensité. Le niveau d'immersion correspond à la manière dont les systèmes sensoriels de l'utilisateur (i.e., visuel, auditif, tactile, vestibulaire et olfactif) sont renforcés par des informations provenant de l'environnement virtuel (Klinger et al., 2010). L'immersion peut être liée à la fois à la qualité et à la quantité des stimuli utilisés dans la simulation, de sorte que des facteurs tels que le nombre de sens stimulés, le niveau d'interaction et la fidélité des stimuli contribuent ensemble au degré d'immersion. En

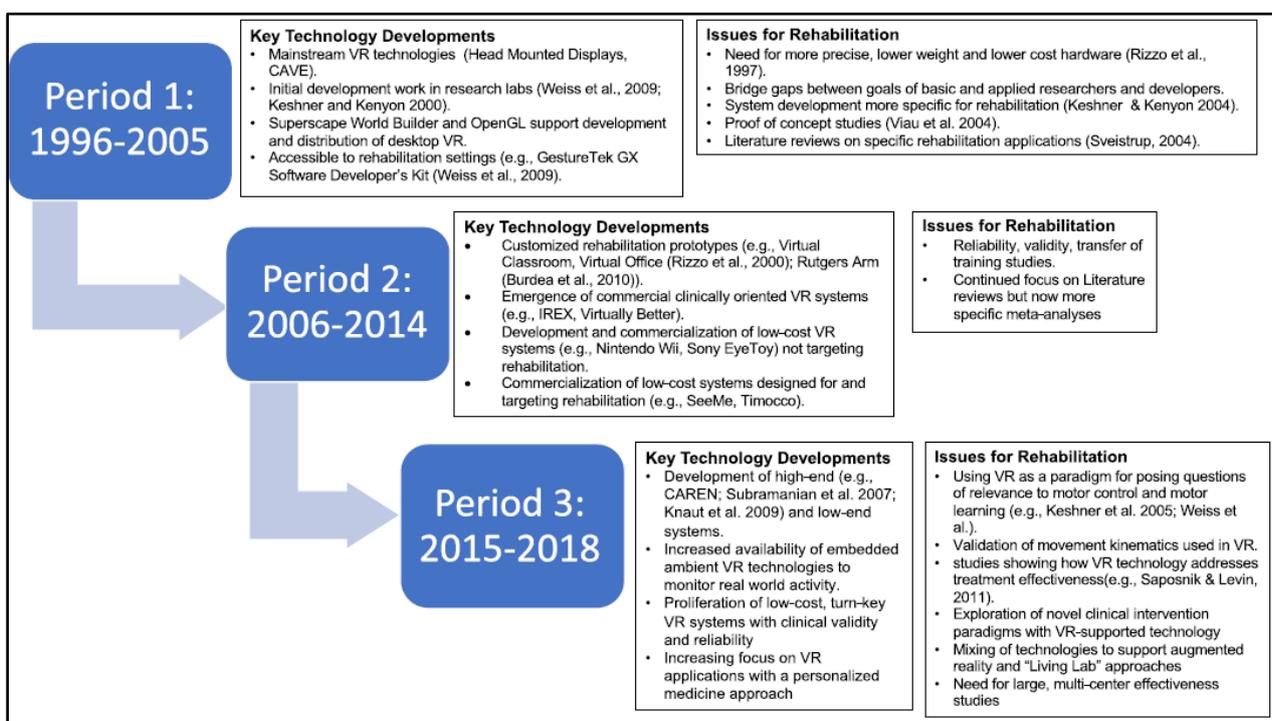
outre, le degré d'immersion est caractérisé par la capacité du dispositif à isoler les informations provenant de l'environnement réel (Sanchez-Vives & Slater, 2005; Slater, 2009). Par conséquent, le degré d'immersion est étroitement lié au type de dispositif (interface) employé (Ma & Zheng, 2011), et dans ce sens peut être classé en trois niveaux d'immersion : immersive, non immersive et semi-immersive.

Les dispositifs immersifs offrent une expérience immersive complète (Cipresso et al., 2018) à la base de équipements montés sur la tête, tels que des casques, ou de technologies de grandes surfaces de projection capables de remplir complètement le champ de vision de l'utilisateur comme les CAVES (Ma & Zheng, 2011). Dans ce cas, l'environnement autour de l'utilisateur est le plus virtuel possible. La réalité virtuelle non immersive fait référence à l'utilisation de dispositifs conventionnels plus simples et moins coûteux où l'environnement virtuel est reproduit à l'aide d'écrans d'ordinateur ou de moniteurs simples (e.g., téléviseurs, tablettes), et l'interaction se fait par le biais de dispositifs tels que des souris, des claviers et des joysticks (Cipresso et al., 2018; Ma & Zheng, 2011). Dans les technologies non-immersives il existe l'interaction et l'implication de l'utilisateur, mais le contact avec le monde réel est constant et le sentiment de faire partie du monde virtuel n'est pas ou peu présent. Finalement, les systèmes de réalité virtuelle semi-immersive offrent à l'utilisateur un environnement simulé entre l'immersif et le non-immersif (Cipresso et al., 2018) en utilisant des dispositifs plus simples tels que des moniteurs vidéo avec des lunettes polarisées (Ma & Zheng, 2011). Ces systèmes ne permettent pas une immersion totale, puisque l'utilisateur observe le monde virtuel en même temps que les images du réel sont visibles.

## **2 L'utilisation de la réalité virtuelle dans le cadre la rééducation motrice**

L'utilisation de la réalité virtuelle comme outil d'intervention dans la rééducation motrice est relativement récente, mais a fait preuve d'un grand potentiel. En effet, ce n'est qu'au cours des années 1990 que les technologies de réalité virtuelle ont commencé d'être utilisées comme outils de rééducation dans des contextes de pratique et de recherche clinique (Keshner, 2004). Plus précisément, selon Keshner et al. (2019), les années 1996 à 2005 constituent la période au cours de laquelle le développement de technologies de réalité virtuelle à visée thérapeutique a émergé. Dans leur étude, ces auteurs ont fait un état des lieux des dispositifs de réalité virtuelle dans le domaine de la rééducation entre 1996 et 2018, en présentant les principaux progrès

technologiques qui ont influencé l'utilisation de la réalité virtuelle dans un contexte thérapeutique (Figure 16). Ces auteurs soulignent également que la période de 2006 à 2014 a été caractérisée par le développement et la mise en œuvre initiale de dispositifs plus adaptés et accessibles dans le domaine clinique, et que la période allant de 2015 à 2018 correspond à une période de raffinement des technologies de la réalité virtuelle pour la recherche clinique. Il apparaît incontestablement que les dispositifs de réalité virtuelle offrent aux praticiens des perspectives différentes et intéressantes en termes de traitement et d'évaluation (Weiss et al., 2006). Il n'en demeure pas moins que leur utilisation et leur efficacité dans le cadre de la rééducation reste encore à explorer, tant pour la paralysie cérébrale que pour d'autres atteintes et maladies.



**Figure 16 :** Principaux développements technologiques qui ont influencé l'utilisation des technologies de réalité virtuelle dans la rééducation, d'après Keshner et al. (2019)

## 2.1 La gamification favorisée par les environnements virtuels

Différents types de technologies permettent aux usagers d'interagir avec des environnements virtuels dans le cadre de la rééducation (Holden, 2005). En effet, comme nous l'avons vu précédemment, le concept de réalité virtuelle est large, et ainsi, il existe une variété de technologies qui peuvent être utilisées dans la pratique clinique. Pour rassembler toutes ces

technologies, Sandlund et al., 2009 ont introduit le terme de « jeux interactifs sur ordinateur » et les ont définis comme « *tout type de jeu informatique ou de technique de réalité virtuelle où l'enfant peut interagir et jouer avec des objets virtuels dans un environnement généré par ordinateur, et cette interaction peut se faire à l'aide d'une variété d'interface telles qu'une souris, un clavier ou un casque de réalité virtuelle* ».

Cette notion de jeux interactifs nous ramène au concept de gamification appliqué à la rééducation. La gamification peut être définie comme l'utilisation d'éléments de conception et de développement de jeux dans des contextes non spécifiques à des jeux (Deterding et al., 2011), tels que dans les domaines de l'éducation, de la santé ou du social (Turan et al., 2016). Ces éléments sont susceptibles d'améliorer l'engagement et la motivation de l'utilisateur dans l'activité (Deterding et al., 2011). Ces systèmes gamifiés utilisent fréquemment des éléments de motivation tels que le feedback immédiat de la réussite et de la progression, la détermination d'objectifs par le biais d'éléments d'interface tels que les scores, les défis, les niveaux de difficulté croissants, les compétitions. Par ailleurs, ils impliquent le soutien des relations, la reconnaissance et la comparaison par le biais de tableaux de classement, et le soutien de l'autonomie par des avatars et des environnements personnalisables, ainsi que le choix des objectifs et des activités par l'utilisateur ou des scénarios qui fournissent une justification émotionnelle et basée sur la valeur d'une activité (Johnson et al., 2016; Seaborn & Fels, 2015). L'implémentation de la gamification par des jeux interactifs de réalité virtuelle peut donc inclure l'élément « fun » dans les séances de rééducation (l'un des six F-words ; mots préférés) (Rosenbaum & Gorter, 2012) permettant ainsi un meilleur engagement du patient dans le processus thérapeutique (Dan, 2022).

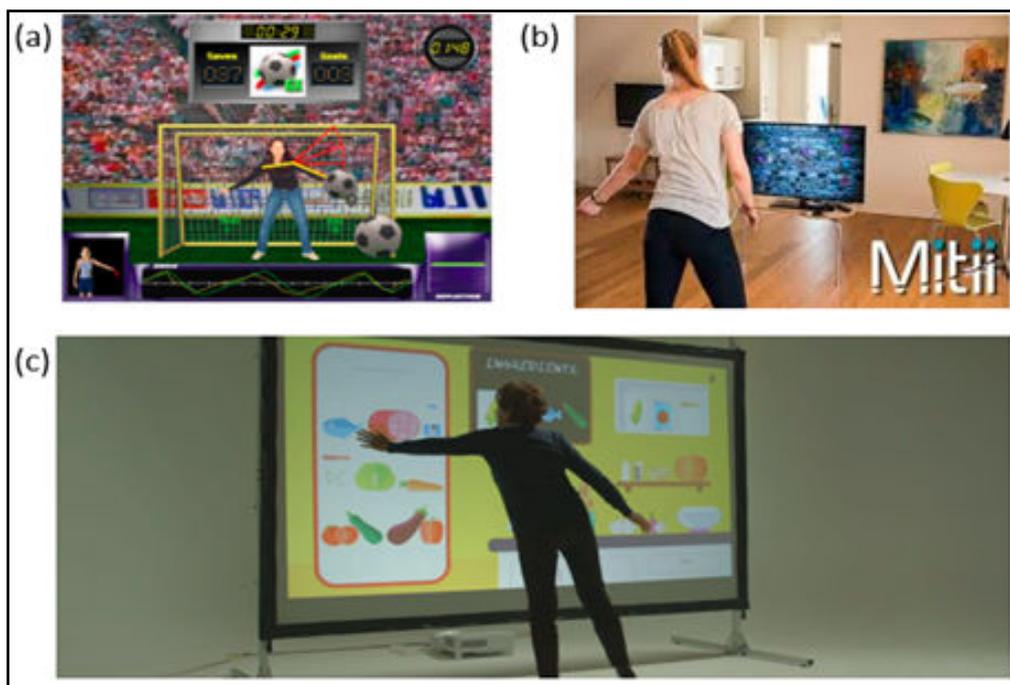
## **2.2 Les caractéristiques des dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans la rééducation motrice**

### **2.2.1 Catégorisation selon la nature du dispositif**

Une discussion récurrente dans le domaine de la rééducation basée sur des dispositifs de réalité virtuelle concerne la nature du développement du dispositif utilisé dans les interventions motrices. Dans ce cadre, il peut s'agir de dispositifs conçus spécifiquement pour la rééducation, ou de dispositifs disponibles dans le commerce et développés initialement à des fins de divertissement (Galvin & Levac, 2011). Cependant, les études actuelles ne parviennent pas à

établir de manière concluante la supériorité d'un type de dispositif par rapport à un autre pour la rééducation. Cette lacune est surtout due à la présence d'avantages et d'inconvénients inhérents à chacun d'eux.

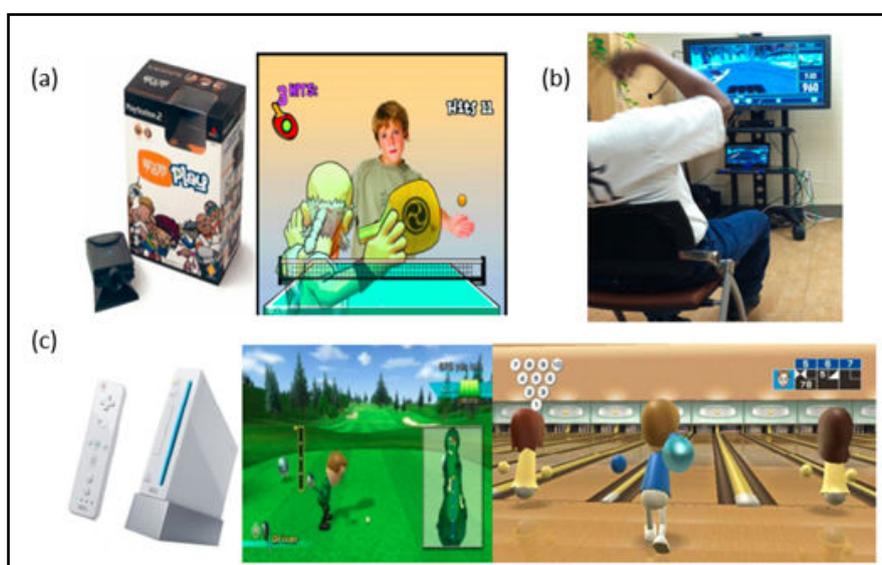
Les dispositifs de réalité virtuelle développés spécifiquement pour la rééducation considèrent les différents aspects du processus de rééducation, tels que les limitations des patients et les adaptations nécessaires à l'intervention motrice (Maier et al., 2019a). Certains auteurs suggèrent que ce sont les dispositifs les plus appropriés pour la rééducation (Demers et al., 2021; Maier et al., 2019b; Rathinam et al., 2019). Maier et al. (2019a) considèrent que ces dispositifs spécifiques pourraient intégrer plus facilement les principes de l'apprentissage moteur dans la rééducation et conduire à des résultats plus satisfaisants. Selon Chen et al. (2018), ces systèmes peuvent répondre aux besoins des patients en permettant une meilleure adaptation de la difficulté des jeux et des tâches, ainsi que des objectifs de l'entraînement. En outre, ces systèmes peuvent concevoir des environnements plus écologiques, plus proches de l'environnement réel du patient, et favoriser le transfert des habiletés acquises en rééducation. Cependant, l'ensemble de ce processus de développement peut être coûteux et les dispositifs conçus spécifiquement pour la rééducation peuvent avoir un coût d'achat plus élevé que ceux développés pour le divertissement, ce qui, dans certains cas, peut s'avérer inaccessible à certains praticiens (Demers et al., 2020a). Des systèmes tels que le Mandala Gesture Xtreme IREX VR system® (Gesture Tech Health, Toronto, Canada) (a), le Mitii™ (Mitii, Danemark) (b) ou le Nirvana (BTS Bioengineering, Italie) (c) sont des exemples d'outils développés spécifiquement pour la rééducation (Figure 17).



**Figure 17** : Exemples de systèmes développés spécifiquement à des fins de rééducation : (a) Mandala Gesture Xtreme IREX VR system® ; (b) Mitii™ ; (c) Nirvana. Figures extraites des sites web des sociétés qui développent ces dispositifs: <https://gesturekhealth.com>; <https://mitii.com> ; <https://www.btsbioengineering.com>

Les consoles de jeux vidéo disponibles dans le commerce sont une alternative aux limites des dispositifs développés spécifiquement pour la rééducation, et sont souvent utilisées dans la pratique clinique. Tout d'abord, ces dispositifs sont d'un accès facile et, étant donné qu'ils sont couramment utilisés, leur coût est moins élevé, ce qui favorise leur acquisition (Demers et al., 2020a). L'un des autres avantages des jeux vidéo disponibles dans le commerce est qu'ils offrent une plus grande diversité de jeux, ce qui peut permettre aux thérapeutes de proposer aux patients une plus grande variété d'exercices. Cela peut également motiver les patients au fil du temps et réduire le risque d'ennui (Galvin & Levac, 2011). De plus, certains principes de l'apprentissage moteur semblent pouvoir être intégrés dans ces dispositifs, comme la pratique variée grâce à la diversité des jeux et aux différents niveaux de difficulté, ainsi que la possibilité de mobiliser des éléments de feedback, lesquels selon les consoles, peuvent être multimodaux (i.e., visuel, auditif et tactile) (Demers et al., 2021). Les consoles de jeux vidéo (Figure 18) les plus couramment utilisées dans les études dans le domaine de la rééducation sont la Playstation avec la caméra Eye Toy (a), la Xbox avec la caméra Kinect (b) et la Nintendo Wii (c) (Chen et al., 2018; Demers et al., 2021; Wang et al., 2021). Ces consoles utilisent des technologies de détection de mouvement permettant de reproduire l'utilisateur au travers d'un avatar (Kerem et al., 2014). Malgré leurs avantages pour la rééducation, ces dispositifs présentent des limites

pour un usage thérapeutique, étant donné qu'ils sont conçus pour la population générale et axés en priorité sur le divertissement (Demers et al., 2020). L'un des facteurs limitants concerne la faible adaptation de ces jeux aux atteintes motrices et cognitives des patients. Étant donné que ces jeux sont généralement conçus pour un public sans limitations, des aspects cruciaux tels que l'ajustement du niveau de difficulté ou la présence de multiples feedbacks ne sont souvent pas pris en considération dans leur conception (Masseti et al., 2018). Par ailleurs, les périphériques d'entrée tels que les télécommandes ne sont pas toujours adaptés aux limitations physiques de certains patients, notamment aux difficultés de préhension des enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale, du fait de la spasticité des membres supérieurs.



**Figure 18 :** (a) jeu de raquette disponible pour le PlayStation avec la caméra Eye Toy ; (b) console Xbox avec caméra Kinect ; (c) Nintendo Wii avec le Wii remote et bowling et golf gammes. Figures extraites des sites web de ces dispositifs

Maier et al. (2019) ont réalisé une méta-analyse pour comparer les effets des études utilisant des dispositifs développés spécifiquement pour la rééducation par rapport à celles basées sur des jeux vidéo commerciaux, dans la rééducation des patients ayant subi un accident vasculaire cérébral. Les 18 études utilisant des dispositifs spécifiques à la rééducation se sont révélées plus efficaces en termes d'améliorations fonctionnelles, que les sept études employant des systèmes non spécifiques. À notre connaissance, ce type d'analyse n'a pas été réalisée dans le cadre de la paralysie cérébrale, de sorte que la question de savoir si un type de dispositif est plus efficace qu'un autre reste ouverte.

### 2.2.2 Catégorisation selon le type de jeu

Les dispositifs de réalité virtuelle interactifs, se distinguent aussi selon les objectifs et finalités du jeu, et les types les plus connus sont les jeux sérieux, les exergames ou les jeux vidéo actifs. Il convient de noter que ces types de jeux se confondent parfois, notamment lorsqu'ils sont utilisés dans le contexte de la rééducation.

Le terme de jeux sérieux ou « serious games » en anglais, a été adoptée par Abt en 1970 (Michel & Mc Namara, 2015) qui l'a décrit comme des « *jeux qui ont un objectif éducatif, explicite et mûrement réfléchi et ne sont pas destinés à être joués principalement pour le plaisir* ». Plus récemment, Zyda (2005) a défini le jeu sérieux comme « *un concours mental, joué avec un ordinateur conformément à des règles spécifiques, qui utilise le divertissement pour servir les objectifs de formation, d'éducation, de santé, de politique publique et de communication stratégique d'un gouvernement ou d'une entreprise* ». Il s'agit donc de jeux dont l'objectif principal n'est pas le simple divertissement. Concernant son utilisation dans la santé, c'est l'un des domaines qui présente les résultats les plus positifs (Bellotti et al., 2013). Selon ces derniers auteurs, cela peut s'expliquer par le fait que l'apprentissage à l'aide de jeux sérieux se caractérise par un processus axé sur des objectifs, visant des buts explicitement définis et mesurables.

Concernant les « exergames » ou « active vidéo gammes » (jeu vidéo actif), ce sont des jeux vidéo impliquant des exercices physiques. Des auteurs donnent une définition plus complète pour ce type de jeu, comme celle donnée par Kappen et al. (2019) qui considèrent que les exergames correspondent à une « *combinaison de technologies de jeu et de programmes d'exercices pour motiver l'activité physique chez les individus ou les groupes* », ou celle fournie par Best en 2013 qui les définit comme des « *jeux vidéo interactifs qui encouragent une expérience de jeu active et corporelle* ». Ainsi, en incitant l'utilisateur à s'engager dans une activité physique, les exergames favorisent l'augmentation de l'activité cardiovasculaire et l'amélioration de la condition physique de manière ludique (Weiss et al., 2014). Les exergames les plus connus sont les consoles de jeux vidéo déjà mentionnés dans la section précédente, comme la Wii, la Xbox et la PlayStation. Cependant, il existe de nombreux exergames développés à des fins autres que récréatives.

Il est intéressant de noter qu'un exergames ou un jeu vidéo actif peut présenter les caractéristiques d'un jeu sérieux, tout comme ce dernier peut viser la pratique d'une activité

physique. Un autre point important est que tous ces types de jeux peuvent être exploités à l'aide de différents dispositifs et environnements, y compris des systèmes de réalité virtuelle immersive ou non immersive, augmentée ou mixte, etc.

### **2.3 Les attributs de la réalité virtuelle dans la rééducation motrice**

Dans le domaine clinique, les technologies de réalité virtuelle possèdent le potentiel de fournir un environnement sensoriel riche et multimodal (i.e., visuel, auditif, tactile, olfactif) aux patients, qui peut stimuler et faciliter l'apprentissage ou la rééducation d'habilités complexes (Bohil et al., 2011).

La rééducation basée sur la réalité virtuelle offre la possibilité au patient de devenir un acteur central du processus thérapeutique (Weiss et al., 2006). De plus, les aspects ludiques et attractifs des environnements virtuels, avec la gamification, permet de créer une motivation plus forte chez les patients (Levin et al., 2015; Levin & Demers, 2021; Maier, et al., 2019a). Dans ce cadre, Harris & Reid (2005) ont étudié le degré de motivation d'enfants pendant des séances de réalité virtuelle. L'étude a inclus 16 participants atteints de paralysie cérébrale, âgés de 8 à 12 ans, jouant dans différents environnements virtuels enregistrés sur vidéo. Afin d'analyser les paramètres motivationnels, les auteurs ont utilisé l'outil *Paediatric Volitional Questionnaire (PVQ)*, qui évalue les motivations intrinsèques des enfants, ainsi que la manière dont l'environnement virtuel renforce ou atténue les motivations des participants. Les différents environnements virtuels ont produit des niveaux variables de comportement volitif, avec des niveaux plus élevés de motivation pour les jeux intégrant les caractéristiques suivantes : le défi, la variabilité et la compétition dans les jeux. Les auteurs considèrent donc que les activités en réalité virtuelle peuvent constituer un outil d'intervention efficace pour améliorer la motivation et l'adhésion des patients au processus thérapeutique.

Une autre caractéristique des technologies de réalité virtuelle est la possibilité de progression au sein de niveaux de difficulté et de remporter des défis dans les tâches proposées (Holden, 2005; Rizzo & Kim, 2005). Certains dispositifs de réalité virtuelle permettent d'enregistrer des résultats détaillés de la thérapie (e.g. données cinématiques et de performance), qui peuvent être utiles pour mieux comprendre l'amélioration au cours des séances de rééducation et le progrès du patient au fil du temps (Maier, et al., 2019a; Snider et al., 2010; Weiss P et al., 2006). Cela peut contribuer à la standardisation des protocoles thérapeutiques et faciliter le travail des

praticiens (Bohil et al., 2011; Huygelier et al., 2021; Massetti et al., 2018). De plus, ces fonctionnalités peuvent renforcer la motivation des patients qui peuvent mieux comprendre les objectifs des exercices thérapeutiques. On peut remarquer que c'est une caractéristique qui manque dans de nombreux outils d'intervention conventionnels utilisés dans la pratique clinique (Proffitt & Lange, 2015).

Un autre avantage des systèmes de réalité virtuelle, encore peu exploré dans la recherche, est qu'ils peuvent être utilisés au domicile du patient avec la présence physique du professionnel, ou bien en distanciel. Il faut dire que la crise sanitaire liée à la COVID a changé la façon d'administrer certaines thérapies avec l'idée que la télé-rehabilitation peut présenter des avantages dans divers contextes (Demers et al., 2020). Dans ce cadre, une étude pilote transversale menée pendant la période de quarantaine liée à la COVID-19 visait à évaluer la faisabilité et les avantages potentiels d'une intervention basée sur un serious games non-immersif mis en œuvre entièrement à distance (télé-réadaptation) auprès de participants atteints de paralysie cérébrale. L'étude a montré que la télé-réadaptation permet une pratique régulière prolongée à des moments qui conviennent aux utilisateurs et offre la possibilité d'augmenter la fréquence d'entraînement pour les personnes qui ont des difficultés à se rendre régulièrement dans les centres de rééducation et de réadaptation (Silva et al., 2021).

#### **2.4 Les bénéfices de la réalité virtuelle sur le plan moteur et fonctionnel**

Selon Levin et al. (2015), des aspects du contrôle moteur tels que la planification du mouvement, la spécificité de la tâche et la résolution de problèmes peuvent être intégrés dans la rééducation basée sur la réalité virtuelle. Selon ces auteurs, les environnements virtuels permettent de manipuler des variables telles que l'environnement d'interaction et des aspects tels que la précision et la vitesse, ce qui encourage l'utilisateur à trouver des solutions aux problèmes moteurs, y compris les problèmes de redondance, d'une manière spécifique à la tâche. La connaissance des performances liées par exemple, à la qualité des mouvements fournis par certains dispositifs, permettent également de faire des corrections pour améliorer le comportement moteur pendant les tâches virtuelles.

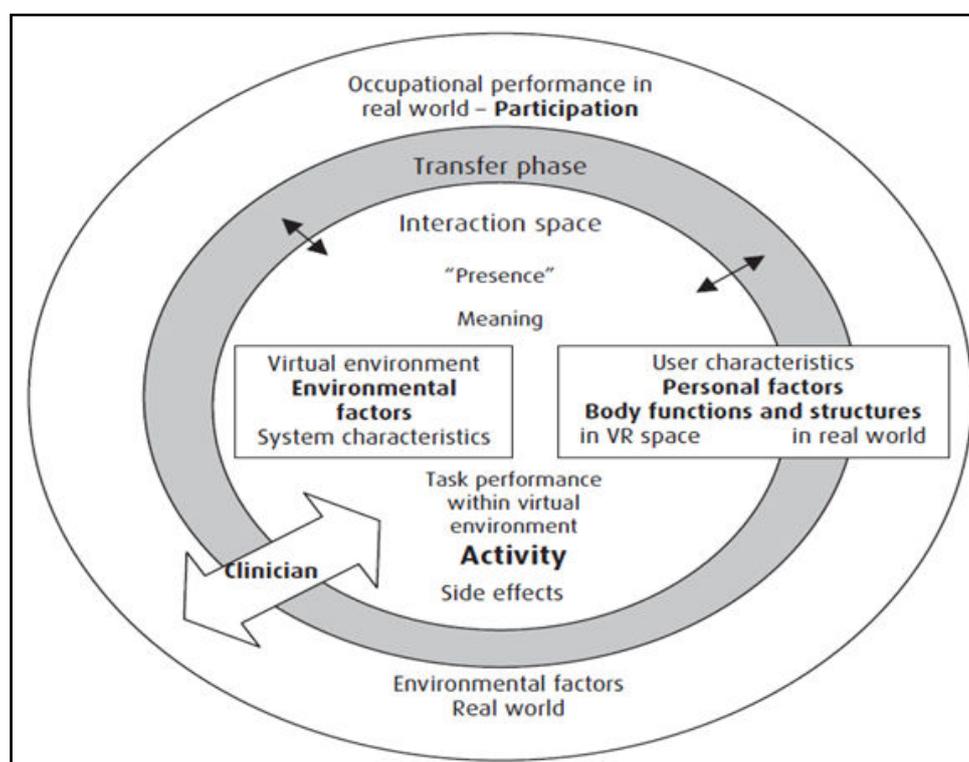
De plus, les activités réalisées dans des environnements virtuels peuvent spécifiquement cibler la coordination motrice et ses sous-catégories, telles que la coordination fine et globale ainsi

que la dextérité manuelle. Ceci a été démontré dans la revue systématique d'Abdelhaleem et al. (2022) qui a inclus 19 études sur les effets de la réalité virtuelle sur la coordination motrice des enfants atteints de paralysie cérébrale. Les auteurs ont constaté un effet important sur les coordinations motrices fines, mais un effet plus faible sur les coordinations globales. D'autres aspects ont également été étudiés, montrant des résultats prometteurs dans l'utilisation de la réalité virtuelle pour des paramètres cognitifs (Larson et al., 2014), des aspects visuo-perceptifs (Akhutina et al., 2003), des fonctions exécutives (Di Giusto et al., 2023; Liccione, s. d.).

Un autre élément qui suscite un grand intérêt dans l'utilisation de la réalité virtuelle dans la pratique clinique est la possibilité de transférer et de généraliser les habilités acquises dans l'environnement virtuel dans la vie quotidienne. Selon Fuchs 1996 « *la finalité de la réalité virtuelle est de permettre à une personne (ou à plusieurs) une activité sensorimotrice et cognitive dans un monde artificiel, créé numériquement, qui peut être imaginaire, symbolique ou une simulation de certains aspects du monde réel* ». Le fait que la réalité virtuelle permette des simulations dans des environnements écologiques offre des informations artificielles multisensorielles permettant aux utilisateurs de produire et de ressentir des mouvements similaires à ceux de la vie réelle (Weiss et al., 2004). De plus, l'entraînement dans des environnements virtuels permet d'effectuer des mouvements parfois difficiles à réaliser dans des situations conventionnelles en raison de la sévérité des atteintes motrices des patients, permettant ainsi la répétition d'actions sûres et contrôlées, en faveur de la récupération (Snider et al., 2010).

Pour une meilleure application pratique de ces éléments de transfert des habilités acquises dans les interventions, un modèle a été développé par Weiss et al. (2006) dans le cadre de la CIF. Ce modèle représente ainsi, les interactions qui se produisent entre le monde virtuel et le monde réel, dans le contexte d'une rééducation en réalité virtuelle (Figure 19). Comme le montre la figure, ce modèle se compose de trois cercles emboîtés : le cercle intérieur correspondant aux interactions dans le « monde virtuel » (domaine de l'activité), le cercle central correspondant à la « phase de transfert » entre le monde virtuel et le monde réel, et le cercle extérieur correspondant aux activités quotidiennes dans le « monde réel » (domaine de la participation sociale). Selon les auteurs de ce modèle, deux facteurs principaux peuvent influencer l'interaction du patient avec l'environnement virtuel, le premier étant les caractéristiques du patient (domaine des fonctions et structures corporelles et facteurs personnels), et le second étant les caractéristiques de l'environnement virtuel (domaine des facteurs environnementaux),

incluant notamment le type de technologie virtuelle ou les tâches qui sont exécutées dans cet environnement. Ces facteurs de l'environnement virtuel peuvent être des barrières ou des facilitateurs de performance motrice et le thérapeute peut contrôler ces éléments, par exemple, en établissant des niveaux de difficulté de la tâche. De plus, les caractéristiques du patient peuvent également influencer ce processus, comme les sensations et les perceptions liées à l'expérience virtuelle ainsi que leurs performances. En fait, l'intérêt du travail de rééducation en réalité virtuelle est de simuler des environnements réels d'une manière adaptée aux caractéristiques et aux nécessités des patients, afin de favoriser le transfert des habiletés acquises dans le monde virtuel au contexte réel, dans le but d'améliorer l'autonomie des patients dans la vie quotidienne.



**Figure 19 :** Le modèle de rééducation basé sur la réalité virtuelle dans les domaines de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé. D'après Weiss et al., 2006

Le transfert des habiletés acquises et travaillées dans le monde virtuel vers le contexte réel dépend des principes d'apprentissage moteur qui peuvent être plus ou moins présents dans le processus de rééducation et dépendent du type de technologie employé. Néanmoins, le modèle proposé par Weiss et al. (2006) n'explique pas comment ces principes peuvent être intégrés dans le processus de rééducation basé sur la réalité virtuelle. Dans la section suivante, nous

examinerons les principes d'apprentissage moteur qui peuvent être intégrés dans la rééducation motrice basée sur la réalité virtuelle.

## **2.5 Les principes de l'apprentissage moteur intégrés dans la rééducation à travers l'utilisation de la réalité virtuelle**

Dans cette sous-section, nous reprenons les principes de l'apprentissage moteur présentés dans le chapitre 2 de ce manuscrit, tout en les abordant dans le cadre de la réalité virtuelle. Le tableau 1 présente les principes de l'apprentissage moteur dans le processus de rééducation dans le contexte réel et dans l'environnement virtuel.

### *- La pratique répétitive*

La gamification apportée par les jeux interactifs virtuels suscite un potentiel important concernant les aspects de répétition dans la rééducation. En effet, ces éléments ludiques apportent une dimension de légèreté à la thérapie, atténuant ainsi la répétition souvent ressentie comme fastidieuse lors de l'exercice répété (Levac et al., 2012; Levin et al., 2015). Dans l'environnement virtuel, l'enfant ou l'adolescent se perçoit davantage engagé dans une activité de divertissement, créant ainsi un contexte propice à une plus grande implication dans le processus de rééducation et stimulant sa participation active. Ces aspects peuvent lui permettre d'effectuer un plus grand nombre de répétitions de mouvements significatifs. De plus, certains outils de réalité virtuelle offrent aux praticiens la flexibilité et le contrôle nécessaires pour programmer le nombre de répétitions d'une tâche donnée au fil des séances (Ravi et al., 2017). Cependant, il semble que ces aspects ne soient pas encore considérés dans les études sur la réalité virtuelle et la paralysie cérébrale et on ne dispose pas de véritables preuves de la quantité possible et idéale de répétitions employées dans les recherches. C'est ce qui ressort du travail de revue systématique de Demers et al. (2021), qui visait à analyser si les principes de l'apprentissage moteur étaient bien intégrés dans les dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans les interventions motrices pour la paralysie cérébrale. Ces auteurs ont constaté que peu d'études indiquaient le nombre de répétitions dans les séances de réalité virtuelle. Dans cette section, nous aborderons d'autres volets identifiés dans la revue de Demers et al. (2021).

### *La pratique intensive*

Les pratiques à forte intensité (i.e., dose, fréquence et durée de l'entraînement) ont un impact sur l'apprentissage de nouvelles habiletés et sont susceptibles de mobiliser des mécanismes de neuroplasticité (Kleim & Jones, 2008). Les mêmes aspects appliqués à l'item répétition s'appliquent à la pratique intensive. En fait, les attributs ludiques et attractifs de la réalité virtuelle peuvent susciter l'attention et la motivation des jeunes patients, ce qui favorisent la possibilité d'offrir des pratiques plus longues (Deutsch & Westcott McCoy, 2017; Levac & Sveistrup, 2014). Cette motivation peut également être liée aux caractéristiques techniques des dispositifs, telles que le degré d'immersion et la sensation de présence dans l'environnement virtuel (Masseti et al., 2018; Tieri et al., 2018). Cependant, le rôle du nombre de répétitions et de l'intensité des thérapies n'est pas clair, tant dans l'environnement physique que dans le virtuel (Levin & Demers, 2021). Une première revue systématique Cochrane menée par Laver et al. (2011) analysant l'utilisation de la réalité virtuelle dans la rééducation chez des patients ayant subi un accident vasculaire cérébral a montré que les programmes qui fournissaient moins de 15 heures d'intervention (deux études) n'avaient pas d'effets significatifs, tandis que les protocoles qui fournissaient plus de 15 heures d'intervention (cinq études) avaient un effet significatif de taille moyen sur la fonction des membres supérieurs. Cependant, les auteurs n'ont pas trouvé de différences significatives entre ces deux sous-groupes. Dans la mise à jour de cette revue Cochrane effectuée en 2017, Laver et ses collègues n'ont pas trouvé de différences entre les traitements de 15 heures et ceux de plus de 15 heures.

#### *- La pratique variée*

Certains dispositifs de réalité virtuelle intègrent différentes tâches qui requièrent des mouvements variés impliquant des amplitudes, des directions et des vitesses différentes (Maier, et al. (2019). Selon Demers et al. (2021), les dispositifs de réalité virtuelle doivent offrir la flexibilité nécessaire pour permettre la variabilité de la pratique au sein d'un bloc d'essais par l'ajustement et, par conséquent, favoriser l'apprentissage moteur. Cependant, dans leur revue, ces auteurs ont identifié que cette variabilité était davantage présente dans les dispositifs virtuels disponibles dans les commerces (i.e., consoles de jeux vidéo) que dans ceux développés spécifiquement pour la rééducation, et que ces aspects de variation de la pratique étaient peu utilisés dans les études analysées.

- *La pratique de tâches spécifiques et avec des objectifs définis*

Les dispositifs de réalité virtuelle ouvrent la voie à une nouvelle dimension d'apprentissage en permettant la simulation et la pratique de gestes significatifs sur le plan fonctionnel, comme atteindre, saisir, pointer, manipuler, ainsi que les mouvements de pronation, de supination etc. (Maier et al., 2019a). Les tâches virtuelles donnent ainsi la possibilité de créer des scénarios proches de ceux de la vie quotidienne, tout en les simplifiant ou les complexifiant à volonté (Levac & Sveistrup, 2014). Cette immersion dans des environnements virtuels offre par conséquent l'opportunité de renforcer le transfert d'habiletés vers le quotidien, en permettant des activités écologiquement valides (Rizzo & Kim, 2005). En outre, certaines tâches effectuées dans des environnements virtuels ont des objectifs spécifiques où l'utilisateur se concentre sur la finalité de la tâche, tels qu'atteindre, saisir ou suivre une cible, ce qui peut favoriser l'apprentissage moteur (Wulf et al., 2000).

- *La difficulté de la pratique*

Selon Demers et al. (2021) les dispositifs de réalité virtuelle offrent la possibilité de varier la difficulté de la pratique. La réalité virtuelle permet de modifier les tâches pour rendre les exercices plus simples ou plus difficiles (Maier, et al., 2019). Dans ce cadre, différentes contraintes de la tâche peuvent être modifiées en manipulant les informations sensorielles et les amplitudes et vitesses de mouvements requis pour apporter des changements (Levin & Demers, 2021). Par exemple, selon la loi de Fitts (1954), la taille de la cible finale peut influencer le temps nécessaire à l'accomplissement d'une tâche de pointage, de sorte que des cibles plus petites peuvent entraîner un temps d'exécution plus long. Certains dispositifs permettent ainsi de mobiliser ces facteurs, adaptant la difficulté aux déficits du patient et aux objectifs poursuivis par la rééducation (Levin et al., 2015). Par ailleurs, certaines consoles de jeux vidéo ont des niveaux établis qui peuvent être utilisés pour créer des défis pour les utilisateurs. Cependant, le niveau moteur et les capacités fonctionnelles du patient doivent être considérés lors de l'augmentation de la difficulté de la tâche. Certains dispositifs peuvent être trop complexes pour les patients et d'autres sont limités dans l'augmentation ou la modulation des paramètres de difficulté. Cet aspect doit être considéré afin de ne pas provoquer de la fatigue, de l'épuisement, de la frustration ou du désintérêt, notamment chez les jeunes patients (Levin et al., 2015).

- *Les feedbacks*

Les jeux de réalité virtuelle permettent faire vivre à l'utilisateur des expériences sensorimotrices variées par le biais d'informations visuelles, auditives et tactiles (Wu et al., 2019). La revue de Demers et al. (2021) a analysé ces aspects sur plusieurs dispositifs de réalité virtuelle et a constaté que les jeux vidéo disponibles dans le commerce intègrent ces informations sensorielles multimodales, alors que la plupart des dispositifs développés spécifiquement pour la rééducation ne comprennent que des informations visuelles. En tant que telle, la connaissance des résultats et des performances peut être utilisée dans le cadre de l'utilisation de la réalité virtuelle, mais certains systèmes rendent cela plus facile que d'autres. Les patients et les thérapeutes peuvent ainsi bénéficier d'informations sur la réussite ou l'échec des tâches, sur le résultat du mouvement ainsi que sur les propriétés cinématiques telles que la vitesse des objets virtuels et la visualisation des compensations et des mouvements du membre supérieur (Maier et al., 2019).

- *L'apprentissage par observation*

Dans certains systèmes de rééducation par la réalité virtuelle, les patients ont l'opportunité de voir un avatar reproduisant fidèlement leurs propres mouvements, voire d'observer leurs propres images, leurs mains ou interagir avec des objets virtuels (Maier, et al., 2019). Cette approche peut avoir un effet sur les neurones miroirs, permettant ainsi de créer une réflexion instantanée des gestes effectués par les utilisateurs, offrant donc la possibilité d'ajuster et d'améliorer leurs mouvements en temps réel (Wu et al., 2019).

- *La motivation*

Rizzo & Kim (2005) ont réalisé une analyse SWOT (forces, faiblesses, opportunités et menaces) sur l'utilisation de la réalité virtuelle dans la rééducation et ont montré que le côté ludique de la réalité virtuelle peut accroître la motivation dans la thérapie. Ceci peut être complété par la nouveauté de la technologie et la sensation d'être présent et immergé dans un environnement virtuel. De plus, l'engagement et l'intérêt semblent être maintenus plus longtemps dans les thérapies virtuelles parce qu'elles offrent aux patients des situations originales et stimulantes (Weiss et al., 2014). En effet, par rapport à une intervention conventionnelle qui peut être peu motivante et répétitive, ces aspects des technologies virtuelles

peuvent stimuler le patient à poursuivre et à s'engager dans le processus thérapeutique (Klinger et al., 2010)

**Tableau 1** : Les principes de l'apprentissage moteur intégrée dans la rééducation par la réalité virtuelle

<b>Principe de l'apprentissage moteur</b>	<b>Implémentation dans la rééducation</b>	<b>Implémentation dans la rééducation en réalité virtuelle</b>
Pratique répétitive	Répétition des tâches et activités fonctionnelles ; La répétition rend la tâche plus fluide et plus précise et favorise les transferts vers la vie quotidienne	Possibilité d'augmenter le nombre de répétitions en raison des caractéristiques ludiques des jeux virtuels, qui peuvent accroître le désir de jouer plus longtemps et d'explorer les environnements virtuels.
Pratique intensive	Une tâche pratiquée de manière intensive peut faciliter l'apprentissage et le transfert dans la vie quotidienne.	Possibilité de pratiques plus longues dans lesquelles le patient s'implique activement dans les jeux.
Pratique variée	La pratique de mouvements dans différents contextes et conditions; La pratique d'une tâche peut être constante ou variable; Lorsque les tâches sont effectuées dans une pratique variables elles peuvent être bloqués ou aléatoires.	Possibilité d'une pratique variée due à la variété des jeux et des tâches inclus dans les dispositifs virtuels.
Pratique de tâches spécifiques	Pratique de tâches fonctionnelles qui sont plus significatives pour le patient.	Possibilité de simuler et de répéter des mouvements fonctionnels et transférables dans des tâches du quotidien.
Difficulté de la pratique	L'apprentissage d'une nouvelle habileté motrice se produit par le biais de la résolution active de problèmes;	Le niveau de difficulté ou de complexité du jeu et des tâches peut être modulé sur différents dispositifs;
Feedback	Ce principe consiste à augmenter progressivement les défis et les exigences associés à la tâche.  Les informations sensorielles fournies lors de l'exécution d'une tâche, permettent une connaissance de la performance (qualité du mouvement) ou une connaissance du résultat (résultats quantitatifs ou qualitatifs relatifs à l'objectif de la tâche).	Cela peut aller de la simple augmentation de la vitesse d'un objet en mouvement à la progression du niveau d'un jeu vidéo.  Certains dispositifs ont la possibilité de fournir un feedback multimodal ; Le praticien peut utiliser la connaissance de la performance et du résultat pour réguler la demande de la tâche. Le patient connaît son résultat et ses erreurs, ce qui favorise l'ajustement de son action.
Apprentissage par observation	L'observation de l'action est liée aux principes des neurones miroirs, qui sont des mécanismes permettant l'apprentissage par imitation.	Les patients peuvent voir un avatar ou leur propre image effectuant leurs mouvements dans l'environnement virtuel.
Motivation	La motivation et l'implication dans la tâche peut faciliter le maintien de l'attention et la participation à la rééducation.	Les attributs de la réalité virtuelle, tels que les environnements et les jeux ludiques et attrayants, peuvent renforcer divers principes tels que les tâches

## 2.6 Intérêt de la réalité virtuelle sur la neuroplasticité

Comme identifié par Kleim & Jones (2008), des pratiques répétitives, intensives et spécifiques permettent de favoriser la neuroplasticité cérébrale et de contribuer à la rééducation fonctionnelle des patients. Les environnements virtuels semblent être favorables à ce type d'entraînement pouvant conduire à une réorganisation du système nerveux central dépendant de l'activité. Dans ce cadre, Hao et al. (2022) ont réalisé une revue systématique avec 27 études, révélant des effets positifs de la rééducation par la réalité virtuelle sur la neuroplasticité de patients ayant subi un accident vasculaire cérébral. Les effets des interventions étaient évalués à partir de données neurophysiologiques obtenues par l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle, l'électroencéphalographie et la stimulation magnétique transcrânienne. Les principaux résultats montrent une amélioration de l'équilibre interhémisphérique et de la connectivité corticale, de l'activation accrue des régions du cortex frontal et de l'implication du système de neurones miroirs en lien avec les interventions. Par ailleurs, les auteurs ont trouvé des corrélations positives entre les changements neuronaux et la récupération fonctionnelle des participantes inclus dans les études.

Chez les populations pédiatriques, en revanche, les preuves concernant les environnements virtuels et la neuroplasticité sont moins robustes. You et al. (2005) ont été les premiers à fournir des preuves des effets de la réalité virtuelle sur la neuroplasticité dans la paralysie cérébrale. Dans une étude de cas unique, ces auteurs ont démontré les effets d'une thérapie par la réalité virtuelle à l'aide du dispositif Mandala Gesture Xtreme IREX VR system® (Gesture Tech Health, Toronto, Canada) basé sur une interaction informatique avec un gant-capteur sur la réorganisation corticale et la fonction motrice associée chez un enfant de huit ans atteint d'une paralysie cérébrale hémiplégique. L'intervention a été réalisée pendant 60 minutes par jour, cinq fois par semaine, pendant quatre semaines. L'activation corticale et le développement moteur associé ont été mesurés avant et après l'intervention à l'aide de l'imagerie par la résonance magnétique fonctionnelle et de tests moteurs standardisés. Les changements neuronaux ont été associés à une amélioration des capacités motrices fonctionnelles, notamment avec une amélioration des mouvements d'atteinte, et des mouvements impliqués dans l'alimentation et l'habillement. Il est intéressant de noter que ces actions n'ont pas été menées efficacement par le patient avant l'intervention virtuelle.

Golomb et al. (2010) ont également montré des changements neuronaux grâce à l'imagerie par résonance magnétique chez trois adolescents atteints d'une paralysie cérébrale hémiplégique sévère, à la suite d'une thérapie par la réalité virtuelle (i.e. tâches virtuelles avec le système PlayStation 3, un gant et des capteurs), réalisée pendant 3 mois à raison de 30 minutes par jour, cinq jours par semaine. À la fin de la rééducation, les auteurs ont constaté une activation accrue du cortex moteur primaire et du cervelet, ainsi qu'une plus grande activation controlatérale chez les trois participants. Les auteurs ont également observé une amélioration de la fonction de la main atteinte dans différents tests standardisés.

## **2.7 Les preuves existantes concernant les effets des protocoles de réalité virtuelle sur la rééducation du membre supérieur dans la paralysie cérébrale**

Dans le domaine de la rééducation motrice, on recense un nombre d'études important évaluant les effets de dispositifs en réalité virtuelle chez des patients ayant subi un accident vasculaire cérébrale. La revue Cochrane de Laver et al. publiée en 2017 inclut 72 études et porte sur 2.470 patients atteints d'un accident vasculaire cérébrale ayant suivi une rééducation des membres supérieurs par la réalité virtuelle, en plus ou à la place d'une rééducation conventionnelle, selon les études. Ces auteurs ont trouvé des preuves de niveau faible lors de l'évaluation par le système GRADE, ne permettant pas de confirmer avec certitude que la rééducation est plus effective lorsqu'elle intègre des interventions en réalité virtuelle en complément d'interventions conventionnelles.

La deuxième affection la plus étudiée dans le domaine de la rééducation par la réalité virtuelle est la paralysie cérébrale. Dans ce cadre, les études s'intéressent surtout aux effets des interventions en réalité virtuelle sur l'équilibre et le contrôle postural (Chen et al., 2018; Dewar et al., 2015; Fandim et al., 2020; Liu et al., 2022; Booth et al., 2018; Chen et al., 2018; Ghai & Ghai, 2019; Warnier et al., 2020) sur les membres inférieurs (Fandim et al., 2020; Gao et al., 2021; Washington et al., 2022), ainsi que sur les membres supérieurs des patients (voir les références ci-dessous). Au cours des deux dernières décennies, on observe une forte augmentation du nombre d'essais cliniques évaluant les effets de la réalité virtuelle sur la rééducation du membre supérieur des enfants et des adolescents atteints de paralysie. Dans cette section, au regard de notre problématique de thèse, nous ne présenterons que les travaux

évaluant l'efficacité de protocoles de rééducation par la réalité virtuelle des membres supérieurs chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale.

Les différentes études réalisées chez cette population ont cherché à analyser les effets de différentes technologies de réalité virtuelle sur le domaine des *fonctions et structures corporelles*, ainsi que sur l'*activité* des membres supérieurs et, dans une moindre mesure, sur la *participation sociale*. Les résultats de ces études ont été synthétisés dans des revues systématiques avec et sans méta-analyse. Nous présenterons les résultats des méta-analyses en précisant la différence de moyennes - Mean Difference (MD) ou la différence de moyennes standardisée - Standardized Mean Difference (SMD) et la valeur de l'intervalle de confiance à 95% (IC 95%).

La première revue systématique portant sur les effets de la réalité virtuelle chez des enfants atteints de paralysie cérébrale a été menée par Chen et al. en 2014. Cette revue comprenait 14 études publiées jusqu'en 2013 et, d'après leurs résultats, les auteurs considèrent que la réalité virtuelle constitue un outil efficace pour améliorer la fonction des membres supérieurs chez les enfants atteints de paralysie cérébrale. Toutefois, cette première revue systématique présente des limitations importantes liées à l'analyse qui a inclus différents designs d'étude, avec seulement trois études contrôlées randomisées et 11 études de cas unique. Les auteurs ont reconnu qu'un projet de recherche plus robuste était nécessaire pour obtenir des résultats plus concluants sur l'utilisation de la réalité virtuelle. Cette même équipe a mené quelques années plus tard une nouvelle revue systématique avec le même objectif que la précédente, en évaluant aussi les effets sur l'équilibre et de la locomotion, mais en n'incluant que des essais contrôlés randomisés (Chen et al., 2018). Cette méta-analyse a montré un effet important de la rééducation par la réalité virtuelle sur les membres supérieurs (13 études ; SMD = 0.835; IC 95% = 0.388 - 1.282). Un aspect notable de cette étude réside dans la classification des résultats par les auteurs, en se basant sur la CIF. Dans cette perspective, on observe une plus grande diversité d'outils d'évaluation des effets de la réalité virtuelle axés sur le domaine de l'*activité*, mettant en évidence des résultats favorables pour des mesures telles que l'*ABILHAND Kids*, le *Quality of Upper Extremity Spasticity*, le *Movement Assessment Battery for Children (MABC-2)* et le *Melbourne*. Il est important de noter qu'aucune étude portant sur le membre supérieur n'a analysé les résultats concernant le domaine des *fonctions et structures corporelles*, ainsi que de la *participation*.

Dans une autre revue systématique, Fandim et al. (2020) se sont intéressés aux effets de la réalité virtuelle sur les membres supérieurs, mais également sur les membres inférieurs, l'équilibre et la locomotion d'enfants et jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale. Au niveau des membres supérieurs, ces auteurs ont également trouvé une taille d'effet élevée en faveur de la réalité virtuelle, sans toutefois préciser quels outils d'évaluation ont été utilisés pour extraire les données pour élaborer les méta-analyses (12 études ; SMD = 1.06; IC 95% 0.42 - 1.69).

Contrairement aux deux dernières revues mentionnées, qui ont fait la synthèse des effets sur différents aspects tels que l'équilibre, la locomotion et les fonctions des membres supérieurs et inférieurs, certaines revues systématiques se concentrent uniquement sur les effets de la rééducation en réalité virtuelle sur le bras et la main. Dans ce contexte, la revue de Rathinam et al. (2019) s'est limitée aux effets des environnements virtuels sur la fonction de la main et a inclus six études cliniques randomisées publiées jusqu'en 2015 avec des résultats contradictoires. Les résultats de cette revue sans méta-analyse ont révélé que quatre études ont montré une amélioration de la fonctionnalité de la main (i.e., domaine de l'*activité*) en faveur de la réalité virtuelle, tandis que deux études n'ont rapporté aucune amélioration des paramètres analysés. La revue de d'Alrashidi et al. (2022) comprenait sept études comparant les effets de la réalité virtuelle à ceux de la rééducation conventionnelle basée sur la kinésithérapie. Les auteurs n'ont pas effectué de méta-analyse, mais ont utilisé une méthode connue sous le nom d'*albatros plot* (i.e., graphique qui permet un examen approximatif de l'ampleur des effets sous-jacents et de la possibilité d'identifier les sources d'hétérogénéité entre les études - (Harrison et al., 2017)). Dans cette analyse, ces auteurs ont également trouvé des résultats contradictoires. De plus, pour réaliser les analyses, les auteurs n'ont utilisé que deux instruments d'évaluation standardisés, dont le *Quality of Upper Extremity Spasticity*, pour lequel une seule étude sur quatre a montré un résultat significatif en faveur de la réalité virtuelle par rapport au groupe contrôle. La deuxième analyse portait sur la force de préhension de la main. Une seule étude, parmi les trois incluses dans cette analyse, a montré des résultats significatifs en faveur de la réalité virtuelle.

Les revues systématiques que nous venons de présenter incluaient les deux types de technologies de réalité virtuelle, c'est-à-dire celles développées spécifiquement pour la rééducation et les consoles de jeux vidéo disponibles dans le commerce. Certaines revues ne se sont toutefois intéressées qu'aux effets des jeux vidéo. Par exemple, la méta-analyse de Johansen et al. (2020) visait à examiner les effets des jeux vidéo actifs par rapport aux méthodes conventionnelles sur la fonction des mains et des bras chez des participants atteints de paralysie

cérébrale. Ces auteurs ont inclus huit études dans l'analyse, dont cinq utilisaient la Nintendo Wii, deux la Xbox 360 et une la PlayStation 2. Ils ont montré un effet significatif de l'utilisation des consoles de jeux vidéo sur les variables mesurées, avec une taille d'effet importante (7 études ; SMD = 0.89; IC 95% 0.22 - 1.56).

La revue systématique de Montoro-Cárdenas et al (2022) n'a porté que sur les études qui utilisaient la console Nintendo Wii par rapport à une intervention conventionnelle ou à l'absence de traitement, et a présenté des résultats sur des paramètres plus variés que les revues précédentes. Sur les neuf études incluses, trois portaient sur la force de préhension de la main avec une taille d'effet moyen en faveur de la console Wii lorsqu'elle était utilisée en association avec un traitement conventionnel (3 études ; SMD = 0,5 ; IC 95% 0,08 - 0,91), ainsi qu'une taille d'effet importante pour la force de préhension en pince (2 études SMD = 0,95 ; IC 95% 0,3 - 1,61) et une taille d'effet moyenne sur la capacité de saisie (2 études ; SMD = 0,72; IC 95% 0,14 - 1,30). Pour la dextérité manuelle fine, les auteurs ont trouvé un effet important en faveur de la Wii lorsqu'elle était utilisée seule par rapport à l'absence de traitement (3 études SMD = 3,12 ; IC 95% 1,53 - 4,7), et n'ont trouvé aucune différence pour la dextérité manuelle. Sur la base de deux études, les auteurs ont constaté un effet moyen en faveur de la Wii en combinaison avec une thérapie conventionnelle lorsqu'elle était analysée à l'aide du test *Quality of Upper Extremity Spasticity* (2 études; SMD = 0,73; IC 95% 0,15 - 1,3). De plus, les auteurs ont constaté un effet significatif de l'utilisation de la Wii sur les activités de la vie quotidienne et les soins personnels, sans être associée à une rééducation conventionnelle par rapport à un traitement classique (4 études ; SMD = 0,82 ; IC 95% 0,07 - 1,56).

Il est pertinent de remarquer que la réalité virtuelle semble actuellement démontrer une efficacité accrue lorsqu'elle est combinée à d'autres approches de rééducation. Cette observation est mise en lumière par la revue systématique réalisée par Novak et al. (2020), discutée dans le chapitre 2, qui souligne que l'incorporation de technologies virtuelles en soin courant peut améliorer les résultats des interventions de rééducation classique. Cette perspective concorde également avec les recommandations de la Haute Autorité de Santé (HAS)<sup>12</sup> parues en 2021

---

<sup>12</sup> HAS. Autorité publique indépendante à caractère scientifique, la Haute Autorité de santé (HAS) vise à développer la qualité dans le champ sanitaire, social et médico-social, au bénéfice des personnes. Elle travaille aux côtés des pouvoirs publics dont elle éclaire la décision, avec les professionnels pour optimiser leurs pratiques et organisations, et au bénéfice des usagers dont elle renforce la capacité à faire leurs choix.

(HAS, 2021), qui préconisent l'utilisation de la réalité virtuelle et des jeux virtuels de manière complémentaire aux méthodes de rééducation conventionnelle.

Toutefois, les travaux de synthèse cités ci-dessus ont mis en évidence certaines limites. Les recommandations pour la réalisation de revues systématiques sur les effets des interventions indiquent la nécessité d'évaluer la qualité méthodologique des études incluses et deux échelles sont souvent utilisées à cet effet, qui sont l'échelle de PEDro (Physiotherapy Evidence Database) développée par le *Center for Evidence-Based Physiotherapy* et le RoB 2.0 (Risk of Bias 2 tool) proposé par la collaboration Cochrane. Toutes les revues ont appliqué cette procédure. Sur la base de ces deux échelles, la plupart des essais contrôlés randomisés analysés ont été jugés comme présentant une faible qualité méthodologique. Cela indique que même s'il existe des études avec des effets significatifs en faveur de la rééducation par la réalité virtuelle pour les membres supérieurs de patients atteints de paralysie cérébrale, une part importante de ces études présente des biais méthodologiques qui peuvent remettre en question les effets identifiés. Il est donc important que les nouvelles études considèrent ces aspects afin de limiter les biais d'interprétation. Une autre analyse plus récente recommandée pour la conduite des revues systématiques (Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions) (Higgins JPT, 2019) concerne l'évaluation de la certitude des preuves, qui montre le degré de certitude que nous avons dans les preuves rapportées dans les revues systématiques. Cette analyse peut être réalisée à l'aide du système GRADE. Comme il s'agit d'une recommandation plus récente, seules les dernières revues d'Alrashidi et al., (2022), Fandim et al., (2020) et Montoro-Cárdenas et al., (2022) ont effectué cette analyse. Ces revues ont montré que la certitude des preuves actuelles était faible ou très faible, et montre que même avec des résultats significatifs en faveur de la réalité virtuelle, de nouvelles études peuvent modifier ces effets.

Bien que les données présentées précédemment confirment un intérêt substantiel pour la rééducation par la réalité virtuelle, certaines questions n'ont pas été abordées exhaustivement au sein de ces études, laissant subsister diverses lacunes dans ce domaine. Un point d'importance est le manque de précision dans les revues actuelles concernant les caractéristiques spécifiques des dispositifs de réalité virtuelle et leurs impacts sur la rééducation. En effet, il semble que les dispositifs spécifiquement conçus pour la rééducation puissent engendrer des effets plus bénéfiques que les consoles de jeux vidéo disponibles dans le commerce, bien que cela ne soit pas encore établi de façon concluante. Par ailleurs, un autre élément non négligeable concerne le degré d'immersion dans l'environnement virtuel, un aspect

qui a reçu une attention limitée dans ces revues. Un haut degré d'immersion apparaît comme un élément qui pourrait influencer de manière plus importante les résultats de la rééducation, en comparaison avec des dispositifs moins immersifs. Cependant, dans le contexte de la rééducation de la paralysie cérébrale, cet aspect n'est pas encore clairement démontré.

A notre connaissance, un seul essai contrôlé randomisé a jusqu'ici examiné les effets de la réalité immersive sur la rééducation des membres supérieurs, et aucune étude n'a cherché à évaluer l'impact d'un dispositif de rééducation en réalité virtuelle peu immersif vs très immersif sur la récupération fonctionnelle, ce qui explique l'absence de prise en compte de ce sujet dans les revues actuelles. Ainsi, l'étude de Menekseoglu et al., (2023) a évalué les effets d'un dispositif développé spécifiquement pour la rééducation du membre supérieur avec l'aide d'un Oculus Quest (i.e., casque de réalité virtuelle développé par la société Meta-Cambridge, Massachusetts, États-Unis). La réalité virtuelle combinée à un traitement conventionnel s'est avérée plus efficace que la rééducation conventionnelle utilisée seule pour les activités de la vie quotidienne évaluées par l'*ABILHAND-Kids*, ainsi que pour les améliorations des mesures du test *Quality of Upper Extremity Spasticity* et de l'amplitude active des mouvements articulaires en flexion des doigts, flexion du poignet, pronation et supination. Les auteurs considèrent que plus d'études évaluant les technologies immersives sont nécessaires dans ce domaine.

Récemment, une étude menée par Saussez et al. (2023) a analysé les impacts d'une technologie novatrice, qualifiée de semi-immersive. Le système REAtouch®, développé par la société Axinesis (Wavre, Belgique), constitue une nouvelle plateforme virtuelle conçue pour fournir un environnement propice à l'intégration des principes d'apprentissage moteur. Les auteurs ont évalué dans le cadre d'un essai clinique de non-infériorité les effets de ce dispositif en combinaison avec le traitement intensif bimanuel incluant le membre inférieur (HABIT-ILE) dans un essai contrôlé randomisé, par rapport au traitement HABIT-ILE administré seul (conventionnelle) mais avec la même intensité. Les chercheurs ont supposé que l'intégration de ce dispositif virtuel dans les soins intensifs pourrait conduire à une amélioration significative de la fonction motrice, ainsi qu'à une bonne transposition des capacités acquises dans des activités pratiques. A la fin de l'étude l'utilisation du dispositif REAtouch® pendant la thérapie HABIT-ILE a montré une efficacité non inférieure par rapport à l'intervention HABIT-ILE conventionnelle. L'intégration de ce dispositif virtuel dans la thérapie HABIT-ILE semble être une alternative intéressante, puisqu'une thérapie intensive peut souvent être fatigante pour les patients.

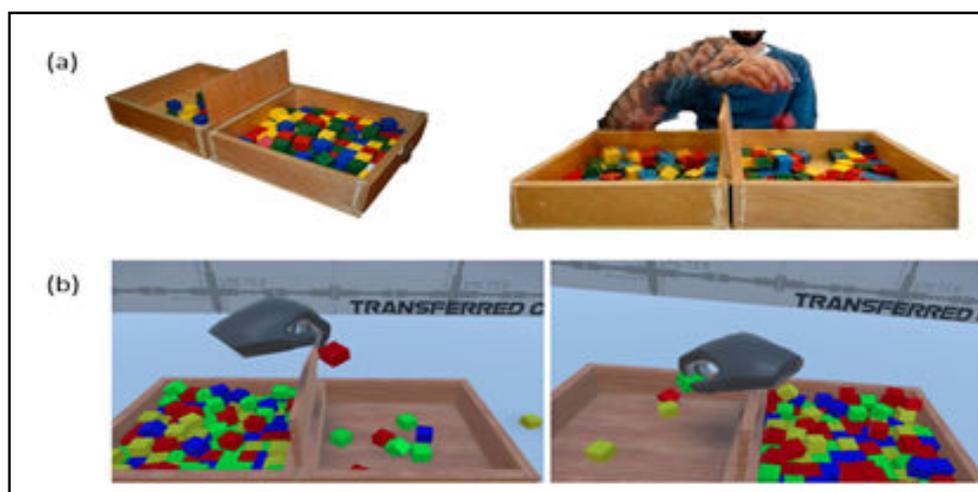
Enfin, un autre aspect observé en analysant les preuves concernant l'utilisation de la réalité virtuelle en rééducation est le niveau relativement limité d'exploration des effets sur le plan perceptivo-moteur. Comme mis en évidence dans le chapitre 1, les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale peuvent présenter des altérations au niveau de leur coordination visuo-motrice, ce qui peut entraîner des répercussions substantielles sur leurs activités quotidiennes. À notre connaissance, seules deux études ont véritablement examiné les aspects perceptivo-moteurs dans un contexte clinique. Ainsi, l'étude de (Shin et al., 2015) a utilisé l'outil *Korean Developmental Visual Perception Test (K-DTVP-2)*, pour évaluer les effets de la réalité virtuelle sur la coordination œil-main et la vitesse visuo-motrice auprès de 16 enfants atteints de paralysie cérébrale. Les résultats ont montré des améliorations plus importantes chez le groupe ayant suivi une intervention en réalité virtuelle conjointement à une rééducation conventionnelle par rapport au groupe contrôle ayant uniquement reçu une intervention conventionnelle.

Dans la même perspective, une étude menée par Alwhaibi et al. (2020) a investigué les impacts d'un protocole de feedback augmenté utilisant le système E-link (Biometrics LTD - Newport, UK), une interface interactive informatique proposant des exercices gradués, motivants et assortis de feedback, sur la coordination œil-main évaluée au moyen de l'échelle *de développement moteur de Peabody (PDMS-2)* chez 45 enfants avec une paralysie cérébrale hémiplésique. Ces enfants ont été répartis aléatoirement en trois groupes de tailles égales. Le premier groupe a suivi une rééducation conventionnelle visant à favoriser l'intégration visuo-motrice et les aptitudes de préhension sur une période de trois mois. Le deuxième groupe a bénéficié d'une rééducation centrée sur le feedback augmenté. Quant au troisième groupe, il a combiné les avantages du feedback et de la rééducation conventionnelle. À la conclusion de l'étude, les enfants ayant participé au programme de feedback augmenté et à la rééducation conventionnelle ont obtenu des performances nettement supérieures dans les sous-tests d'intégration visuo-motrice et de préhension par rapport aux enfants ayant seulement bénéficié de l'une ou l'autre des interventions.

## **2.8 Les environnements virtuels comme outils d'évaluation dans la rééducation motrice**

Les dispositifs virtuels s'avèrent être également des outils pertinents pour évaluer les déficits sensorimoteurs chez les patients, ainsi que pour suivre leurs progrès tout au long des séances

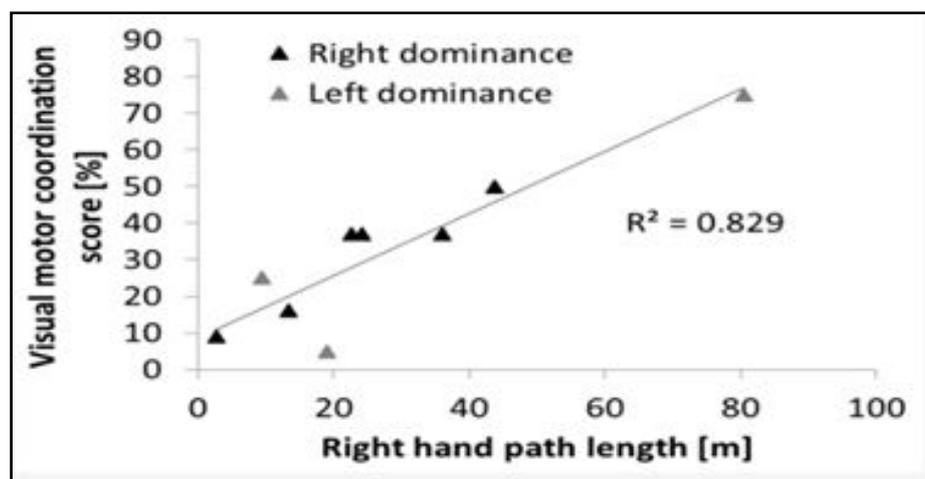
de rééducation (Laufer & Weiss, 2011). Ceci est rendu possible par leur capacité à générer des résultats quantitatifs et à mesurer divers paramètres du mouvement. Ils ouvrent également la possibilité d'explorer et d'évaluer des aspects complexes et difficiles à mettre en place dans le monde réel (Levac et al., 2019). Dans ce cadre, Oña et al. (2020) ont développé une version entièrement virtuelle et immersive du *Box and Blocks* test (VR-BBT) (Figure 20). Le *Box and Blocks Test* effectué dans l'environnement physique, est un test standardisé conçu pour évaluer la dextérité manuelle, impliquant le déplacement de cubes d'un côté à l'autre d'une boîte avec la main. Néanmoins, certains patients peuvent éprouver des difficultés à effectuer ce test dans sa forme traditionnelle, notamment ceux qui rencontrent des difficultés au niveau de la préhension palmaire ou de la pince. Dans cette optique, les auteurs avaient pour objectif de valider une version virtuelle de ce test auprès de patients atteints de la maladie de Parkinson. L'analyse statistique a révélé une corrélation significative entre les données de performance collectées via le VR-BBT et les évaluations classiques du *Box and Blocks* test. Cette corrélation encourageante suggère que le VR-BBT pourrait constituer une alternative pertinente et valide à la version traditionnelle effectuée.



**Figure 20** : (a) version conventionnelle du Box and Block Test (BBT) ; (b) version virtuelle et immersive du Box and Block Test (VR-BBT), d'après Oña et al. (2020).

En recourant également à un test standardisé et à un jeu en réalité virtuelle, Wattad et al. (2020) ont entrepris une étude portant sur l'évaluation des performances de 10 enfants au développement typique et de 10 enfants atteints d'un trouble de la coordination du développement, âgés de 4 à 6 ans. Les activités virtuelles utilisées étaient basées sur un jeu virtuel non immersif (Timocco, Tel Aviv, Israël) qui utilise un ordinateur portable avec une webcam et deux balles souples de couleurs différentes, portées sur chaque main comme un gant.

Le jeu proposé nécessitait le suivi visuel d'une cible en mouvement, ainsi que le déplacement vers une cible fixe. Dans cette étude, les auteurs ont évalué la distance parcourue par la main des participants et l'ont ensuite mise en corrélation avec les sous-tests du *Movement Assessment Battery for Children (MABC)*. Pour rappel, ce test standardisé fournit des données sur les capacités lors d'activités impliquant la dextérité manuelle, la coordination visuomotrice et de viser et d'attraper. Les résultats ont révélé que le groupe d'enfants au développement typique a obtenu un score au jeu environ 22 % plus élevé que le groupe d'enfants avec des troubles de la coordination. Les résultats ont montré que la distance parcourue par la main droite était fortement corrélée avec le score de la sous-catégorie du *Movement Assessment Battery for Children* évaluant la coordination visuo-motrice (Figure 21), ainsi que le score total au test. Cependant, cette distance parcourue n'a pas montré de corrélation avec le score de dextérité manuelle ni avec les scores associés à la main gauche. Les auteurs indiquent que ce jeu en réalité virtuelle peut permettre de distinguer les enfants au développement typique et ceux ayant un développement atypique. De plus, l'étude de la trajectoire de la main a pu révéler des troubles de la coordination visuo-motrice chez les enfants avec un développement atypique.



**Figure 21** : Les scores de la sous-catégorie coordination visuo-motrice du Movement Assessment Battery for Children en fonction de la distance parcourue par la main droite lors d'un jeu de réalité d'après Wattad et al., 2020.

Dans cette même optique, Adams et al. (2023) ont utilisé un système de jeu virtuel personnalisé pour fournir des données de capture de mouvement des membres supérieurs chez des enfants atteints de paralysie cérébrale hémiplégique. Les auteurs ont corrélé ces données avec des tests cliniques standardisés tels que le *Quality of Upper Extremity Skills Test*, le *Jebsen Taylor Hand Function Test* et le *Wolf Motor Function*. L'analyse a révélé une corrélation élevée entre les

mesures de capture de mouvement du système virtuel, caractérisant la vitesse et la fluidité des mouvements, et les tests standardisés. Les résultats suggèrent qu'un système de capture de mouvement virtuel peut être utile pour contrôler l'état et le progrès de la fonction motrice des patients au cours d'un protocole thérapeutique.

## **2.9 Les limites de la réalité virtuelle en rééducation**

Tout comme d'autres méthodes de rééducation, qu'elles soient conventionnelles ou intensives, la rééducation par la réalité virtuelle offre des avantages significatifs pour la prise en charge des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale, mais peut aussi présenter certaines limites. On peut distinguer parmi les facteurs limitants ceux liés à la technologie des dispositifs de réalité virtuelle et ceux liés à leur intégration dans un contexte thérapeutique.

Concernant les facteurs limitants inhérents à la technologie, la cybercinétose semble constituer un frein important à l'utilisation de la réalité virtuelle dans la pratique clinique (Tian et al., 2022). La cybercinétose, aussi connue sous les termes de « cybermalaise », « mal du virtuel » ou « mal du simulateur », englobe une série d'effets secondaires indésirables liés à l'immersion dans des environnements virtuels. Ces effets se traduisent par des symptômes physiologiques désagréables, tels que des nausées, des vomissements, des sensations de vertige, des désorientations, des maux de tête et une sensation de fatigue (Laviola, 2000). Bien que les causes exactes de la cinétose induite par les environnements virtuels ne fassent pas l'objet d'un consensus, l'explication la plus largement acceptée suggère que cette réaction découle de conflits sensoriels générés lorsque le cerveau reçoit des informations contradictoires. Lors de l'utilisation d'un casque de réalité virtuelle ou d'une interaction avec un environnement virtuel immersif, les yeux perçoivent des mouvements et des changements de perspective, tandis que le système vestibulaire (oreille interne) peut ne pas détecter les mêmes mouvements. Cette incohérence sensorielle peut perturber l'équilibre naturel et conduire aux symptômes de cybercinétose mentionnés (Dennison et al., 2016). Les caractéristiques inhérentes à l'environnement virtuel, les particularités individuelles de l'utilisateur, mais aussi la durée et la fréquence d'exposition à la réalité virtuelle, exercent une influence variable sur la survenue de la cybercinétose (Davis et al., 2015). En outre, il est important de noter que certains systèmes sont plus susceptibles que d'autres de déclencher ces effets indésirables, en particulier les casques de réalité virtuelle. De ce fait, les développeurs d'environnements de réalité virtuelle

accordent une attention croissante à ces problématiques (Dennison et al., 2016). Dans le cadre de la rééducation, il devient donc essentiel de gérer de manière contrôlée l'utilisation des casques de réalité virtuelle, comme le préconise l'Agence nationale de sécurité sanitaire de l'alimentation, de l'environnement et du travail (Anses)<sup>13</sup>. Cette recommandation implique d'adopter des pratiques contrôlées lors de l'utilisation de la réalité virtuelle, telles que l'intégration de pauses régulières, la limitation de la durée d'exposition aux environnements virtuels immersifs, ainsi que la progression graduelle de l'emploi des dispositifs afin de permettre aux utilisateurs de s'habituer progressivement à ces expériences immersives. Il faut noter toutefois que ces malaises surviennent surtout dans les situations avec lesquelles il y a de la locomotion et très peu quand les participants sont statiques dans un environnement peu dynamique (Miehlbradt et al., 2021).

Un autre facteur limitant dans l'utilisation de la réalité virtuelle avec des enfants et des adolescents en situation de handicap, réside dans la complexité de certains jeux virtuels. Cette complexité peut engendrer des difficultés de compréhension, particulièrement pour les patients ayant des déficiences intellectuelles, ce qui peut induire un sentiment de démotivation chez ces jeunes patients (Glegg & Levac, 2018). De plus, il existe des contre-indications absolues à l'utilisation de dispositifs de réalité virtuelle à immersion élevée. À titre d'exemple, l'épilepsie peut être déclenchée par l'exposition à des écrans et à des visiocasques, bien que les données ne soient pas encore complètement claires sur tels déclenchements (Tychsen & Thio, 2020). Étant donné que la plupart des casques de réalité virtuelle présentent des variations de luminosité, l'Anses déconseille l'utilisation de ces dispositifs pour les patients épileptiques. Cette contrainte peut être significative, étant donné qu'une proportion importante d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale manifestent des crises d'épilepsie (Rosenbaum, et al., 2007).

D'autres facteurs limitants, tels que le coût élevé des dispositifs et le manque de familiarité des praticiens avec leur utilisation et leurs effets, peuvent également restreindre l'implémentation de la réalité virtuelle dans la pratique clinique. De plus, avec l'évolution rapide de la technologie, il existe de nombreux équipements disponibles, ce qui peut rendre difficile le choix du meilleur d'entre eux (Masseti et al., 2018). En outre, un obstacle majeur à l'intégration de

---

<sup>13</sup> En 2021 l'Anses (Agence nationale de sécurité sanitaire de l'alimentation, de l'environnement et du travail) a élaboré un AVIS et RAPPORT aux effets sanitaires potentiels liés à l'exposition aux technologies utilisant la réalité augmentée et la réalité virtuelle.

ces dispositifs dans la pratique clinique réside dans le manque de transfert de connaissance vers l'adoption de ces technologies, comme souligné par Glegg & Levac (2018). Cela inclut la nécessité de comprendre les inconvénients des différents dispositifs, la valeur et le fonctionnement de la technologie, ainsi que de se familiariser avec les jeux ou tâches spécifiques et les applications cliniques potentielles. Les auteurs considèrent également les aspects techniques, tels que l'accès à la technologie, le temps nécessaire pour apprendre et maîtriser son utilisation, ou le soutien pour sa mise en place et son administration, comme des freins potentiels à l'utilisation de la réalité virtuelle.

De plus, le transfert des compétences motrices acquises dans des environnements virtuels vers des contextes réels reste un défi majeur dans le domaine de la rééducation. Bien que cette question soit abordée et semble être une caractéristique inhérente à la réalité virtuelle, comme l'illustre le modèle en rapport avec la CIF proposé par Weiss et al. (2006), elle peut aussi être perçue comme une limite en raison du manque de preuves tangibles. Selon Levac et ses collègues (2019), cette difficulté pourrait découler de la redondance motrice entre les tâches effectuées et évaluées. D'après ces auteurs, de nombreuses études utilisant la réalité virtuelle proposent des tâches simplifiées telles que de pointer ou des manipuler des objets virtuels horizontalement ou verticalement. Cette approche pourrait entraver le transfert et la généralisation des habilités en raison d'écarts trop importants sur le plan sensori-moteur et sur le plan spatio-temporel entre les tâches virtuelles et celles de la vie réelle. Ces auteurs estiment que cette limite liée au transfert des habilités vers la vie réelle peut partiellement être attribuée à des problèmes méthodologiques dans les études, notamment des échantillons restreints, des doses d'entraînement peu intensives et de courtes périodes de rétention. Cela peut expliquer les résultats hétérogènes en termes d'amélioration des activités de la vie quotidienne dans les études présentées dans la sous-section 2.7 de ce chapitre, consacrée à l'analyse des effets de la réalité virtuelle dans la rééducation de la paralysie cérébrale. D'une part, certaines études montrent que les améliorations acquises dans les environnements virtuels sont bien transférées vers des tâches de la vie réelle, évaluées à l'aide de tests standardisés, mais d'autre part, certaines études font état de résultats moins encourageants.

### **3 Recommandations pour la conception et le développement de dispositifs de réalité virtuelle pour la rééducation**

Le développement de technologies de réalité virtuelle spécifiques à la rééducation doit être guidé par des principes répondant aux besoins des patients et des praticiens, dans le but d'optimiser les résultats thérapeutiques (Brassel et al., 2021). Par conséquent, plusieurs recommandations doivent être considérées tout au long de ce processus, de la conception à la commercialisation du dispositif.

Glegg & Levac (2018) mettent en avant l'importance d'une collaboration étroite entre les ingénieurs, les développeurs de réalité virtuelle, les professionnels de la santé et les chercheurs lors de la conception de dispositifs à vocation thérapeutique. En outre, il est crucial que la littérature existante appuie ce processus de développement. Ainsi, les chercheurs jouent un rôle fondamental à plusieurs étapes du projet, notamment dans l'identification des obstacles et des contraintes à l'utilisation des dispositifs, l'évaluation de la faisabilité et la phase de validation clinique des technologies (Brassel et al., 2021).

Par ailleurs, l'implication des utilisateurs finaux dans le processus de conception est recommandée, y compris les thérapeutes et les patients qui peuvent bénéficier de ces systèmes. Les personnes en situation de handicap, telles que celles atteintes de paralysie cérébrale, présentent des altérations physiques et cognitives qui peuvent rendre difficile l'utilisation et la compréhension des activités proposées par la réalité virtuelle. Les systèmes peuvent donc être adaptés à ces besoins pour garantir de meilleurs résultats (Birckhead et al., 2019; Brassel et al., 2021).

De plus, le processus de développement des systèmes de réalité virtuelle doit prendre en compte des éléments cruciaux pour une rééducation efficace, tels que les principes de l'apprentissage moteur (Levac et al., 2012). Il est également essentiel que les systèmes aient la capacité d'ajuster le niveau de difficulté en fonction des limitations des patients. Les effets indésirables et la sécurité de l'utilisation du dispositif doivent également être considérés afin d'évaluer son adéquation et de déterminer d'éventuelles contre-indications (Brassel et al., 2021), notamment le risque de symptômes liés à la cybercinétose (Birckhead et al., 2019). Par ailleurs, les aspects ludiques et motivationnels revêtent une grande importance pour impliquer activement les

patients dans leur thérapie, et l'intégration de concepteurs de jeux et designers au sein de l'équipe de développement pourrait s'avérer une stratégie intéressante (Brassel et al., 2021).

Pour surmonter le manque de connaissance et les défis liés à l'utilisation de ces dispositifs par les praticiens, il est crucial que les systèmes intègrent une formation dans le cadre de l'achat de l'équipement. En outre, Glegg & Levac (2018) soulignent qu'il est nécessaire de mener davantage de recherches pour identifier la meilleure manière de mettre en place et de soutenir un modèle de mentorat, visant à faciliter l'adoption de ces dispositifs. À cet égard, l'ergonomie des systèmes, avec des interfaces intuitives, présente une importance particulière.

### **Points clés du chapitre 3**

Les dispositifs de réalité virtuelle permettent d'intégrer les principes de l'apprentissage moteur dans les processus de rééducation. Les tâches virtuelles semblent susciter un regain d'intérêt chez les jeunes patients, potentiellement les incitant à réaliser de nouveaux mouvements de façon prolongée. En raison de leur nature ludique, ces activités peuvent s'avérer plus plaisantes et stimulantes, ce qui peut positivement influencer l'engagement et l'adhésion des patients au processus de rééducation.

Certains dispositifs de réalité virtuelle offrent la possibilité de moduler les feedbacks multisensoriels, le niveau de difficulté de la tâche et la répétition d'un mouvement échoué. Cette fonctionnalité permet aux praticiens de suivre les avancées du patient et de collecter des données en temps réel concernant ses performances. De plus, les dispositifs de réalité virtuelle peuvent être utilisés comme un outil d'évaluation permettant le recueil de données quantitatives et précises afin de compléter les évaluations cliniques basés sur des tests standardisés.

Dans le contexte des recherches en rééducation de la paralysie cérébrale basée sur la réalité virtuelle, des limites ont été observées dans les technologies actuelles. Cela concerne notamment le nombre plus important d'études axées sur des environnements peu immersifs et basées sur des consoles de jeux vidéo disponibles dans le commerce, lesquelles ne sont pas adaptées aux limitations des enfants et des adolescents. Dans cette optique, le développement de nouveaux dispositifs spécifiques à la rééducation doit impérativement tenir compte des contraintes et des besoins des patients, ainsi que des principes de l'apprentissage moteur et des objectifs des praticiens.

## Problématique, objectifs et hypothèses

La paralysie cérébrale est une déficience motrice permanente et complexe qui peut entraîner des tableaux cliniques variés (Bax et al., 2005; Graham et al., 2016a; Rosenbaum, et al., 2007), nécessitant des soins réguliers et continus (Cornec et al., 2021). Dans le cadre théorique de ce manuscrit, nous avons pu mettre en évidence le rôle important de la prise en charge rééducative dans le parcours de soin de ces jeunes patients (Jackman et al., 2021; Novak et al., 2020). Au niveau de la rééducation motrice du membre supérieur, nous avons vu que les interventions dites conventionnelles restent les plus couramment utilisées. Néanmoins, ces stratégies conventionnelles ne sont pas exemptes de limites. Au cours de la dernière décennie, le domaine de la rééducation motrice a vu émerger des approches davantage axées sur l'acquisition de compétences fonctionnelles pour une meilleure participation sociale (Jackman et al., 2021; Novak et al., 2020; Te Velde et al., 2022). Ces stratégies sont fondées sur les théories et les principes de l'apprentissage moteur, qui consistent en une pratique intensive de tâches significatives pour les patients, avec des objectifs définis et une progression adaptée de la difficulté de la tâche (Bleyenheuft et al., 2015; Bleyenheuft & Gordon, 2014).

Dans ce cadre, les dispositifs de rééducation par la réalité virtuelle apparaissent comme une alternative aux facteurs limitants des interventions motrices existantes permettant d'intégrer les principes de l'apprentissage moteur au sein des interventions (Klinger et al., 2010; D. Levac et al., 2012; Levin et al., 2015; Levin & Demers, 2021; Weiss et al., 2014). En outre, les jeux interactifs proposés peuvent intégrer l'élément *fun* dans la thérapie (Rosenbaum & Gorter, 2012), ce qui peut contribuer à la motivation et à l'engagement des jeunes patients dans les séances de rééducation (Harris & Reid, 2005; Meyns et al., 2018).

Comme évoqué dans le troisième chapitre de ce manuscrit, différents types de technologies virtuelles peuvent être utilisées dans les interventions motrices (Sandlund et al., 2009). Ces dispositifs permettent l'interaction avec l'environnement virtuel qui peut présenter différents degrés d'immersion (i.e., immersif, semi-immersif et non-immersif) (Cipresso et al., 2018; Huygelier et al., 2021). Toutefois jusqu'à présent, il apparaît que les études ont utilisé des technologies peu immersives dans le contexte de la rééducation de la paralysie cérébrale, qui impliquent une interaction en 2D à travers des écrans d'ordinateur ou de télévision (Menekseoglu et al., 2023). Cela soulève la question des effets possibles de technologies plus

immersives dans un environnement 3D, notamment avec l'utilisation d'un casque de réalité virtuelle. Par ailleurs, il est essentiel d'approfondir les connaissances sur les éventuels effets indésirables associés à des environnements plus immersifs.

Un autre aspect important lié aux dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans le cadre d'interventions motrices est leur conception et leur développement, qui peuvent spécifiquement être orientés vers la rééducation ou le divertissement. (Demers et al., 2021; Galvin & Levac, 2011). Certains auteurs avancent que les dispositifs conçus en priorité pour la rééducation pourraient offrir une meilleure efficacité, car ils sont mieux adaptés aux limitations motrices et cognitives des patients (Demers et al., 2021; Maier , et al., 2019; Rathinam et al., 2019). Cependant, il apparaît que les études sur la rééducation par la réalité virtuelle dans le cadre de la paralysie cérébrale ont utilisé davantage les jeux vidéo disponibles dans le commerce plutôt que des dispositifs spécialement développés pour la rééducation.

Enfin, il est important de noter que s'il existe déjà des preuves des effets de l'utilisation de la réalité virtuelle dans la rééducation des capacités motrices et fonctionnelles au niveau du membre supérieur chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale, les études existantes présentent des risques de biais importants, ce qui réduit le niveau de preuves dans ce domaine (Fandim et al., 2020). Par conséquent, il est impératif de mener davantage d'études afin de mieux comprendre les effets spécifiques des différents dispositifs de réalité virtuelle sur la paralysie cérébrale. De telles recherches sont essentielles pour fournir des informations plus fiables qui contribuent à la prise de décision des praticiens quant à l'intégration des environnements virtuels dans leur pratique clinique.

Dans ce contexte, le premier objectif de ce travail doctoral est de concevoir et de développer un dispositif de réalité virtuelle immersive pour la rééducation motrice, en tenant les principes de l'apprentissage moteur. Le second objectif de cette thèse est d'évaluer les effets d'une intervention motrice en utilisant ce dispositif de réalité virtuelle auprès d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale.

Pour répondre à ces trois objectifs, il nous a semblé pertinent de faire un état des lieux de la littérature sur le sujet. La première étude de cette thèse avait pour objectif d'effectuer une revue systématique avec une méta-analyse pour synthétiser les effets des interventions utilisant la réalité virtuelle chez les enfants et les jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale. De plus,

cette revue visait à analyser les caractéristiques des différents dispositifs de réalité virtuelle utilisés en rééducation, que ce soit à des fins de divertissement ou de rééducation. Nous considérons que ces données seront utiles pour comprendre les limites et les avantages des dispositifs actuellement utilisés et pourront donc être prises en compte afin de développer d'un nouvel outil de rééducation virtuelle.

La deuxième étude de cette thèse avait pour objectif de développer un dispositif de réalité virtuelle basé sur deux tâches visuo-motrices virtuelles : une tâche de poursuite et une tâche de pointage. et de tester l'impact des différentes contraintes de la tâche de poursuite (i.e., vitesse de la cible, taille du cube virtuel et gain de transformation) ainsi que de l'environnement virtuel immersif (i.e., profondeur) sur les performances de participants adultes sains. Notre hypothèse principale était que ces contraintes peuvent avoir un impact sur les performances des participants et l'implication du coude dans l'exécution de la tâche. En s'appuyant sur les résultats de cette deuxième étude, nous pourrions définir différents niveaux de difficulté du dispositif de réalité virtuelle qui seront utilisés dans les séances de rééducation chez les enfants et les adolescents atteints de paralysie cérébrale. Par ailleurs, en plus de considérer la progression de la difficulté de la tâche, ce dispositif intégrera d'autres principes de l'apprentissage moteur tels que le feedback multisensoriel et la gamification de l'environnement virtuel pour favoriser la motivation des jeunes patients. Après la présentation de cette deuxième étude, nous exposerons la démarche de développement du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice.

La troisième étude de cette thèse visait à évaluer les effets du dispositif de réalité virtuelle auprès d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale sur des paramètres moteurs, fonctionnels, motivationnels et d'analyse du mouvement (i.e., de cinématique et de qualité du mouvement). Nous avons mené un essai contrôlé randomisé réalisé en collaboration avec différents centres de rééducation et de réadaptation. Nous avons fait l'hypothèse que l'inclusion d'un protocole de rééducation par la e réalité virtuelle dans les soins habituels des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale conduira à une amélioration significative des résultats analysés en comparaison avec un groupe de participants qui suivra uniquement ses soins habituels.

# **Partie II : Contributions scientifiques**

## **Chapitre 4 : Élaboration d'une revue systématique avec méta-analyse sur les effets des protocoles et des dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans la rééducation du membre supérieur dans la paralysie cérébrale**

Dans le troisième chapitre de ce manuscrit, nous avons présenté une série de revues systématiques évaluant l'effet de protocoles de rééducation en réalité virtuelle sur le membre supérieur chez les personnes atteintes de paralysie cérébrale (Chen et al., 2018; Chen et al., 2014; Fandim et al., 2020; Johansen et al., 2020; Montoro-Cárdenas et al., 2022; Rathinam et al., 2019). Ces travaux de synthèse ont souligné certaines limitations méthodologiques inhérentes à la recherche actuelle dans ce domaine.

Ainsi, nous faisons le constat qu'un aspect essentiel reste largement inexploré dans les travaux actuels, à savoir les caractéristiques des dispositifs de réalité virtuelle utilisés en rééducation. Il n'est en effet pas encore établi clairement si un dispositif est plus efficace qu'un autre ou s'il est mieux adapté au processus de rééducation dans le cadre de la paralysie cérébrale. C'est précisément dans cette optique que nous avons mené une revue systématique, visant à : (i) faire un état des lieux des études portant sur les différents dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans la rééducation du membre supérieur chez des enfants et des jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale et d'en vérifier leur efficacité, mais aussi (ii) à examiner les caractéristiques de ces dispositifs afin d'identifier leurs principaux avantages et inconvénients en vue du développement d'un outil de réalité virtuelle dédié à la rééducation.

La conduite de cette étude a respecté les recommandations du Manuel Cochrane (Cochrane Handbook) (Higgins JPT, 2019) et a été rédigée conformément aux lignes directrices PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) (Page et al., 2021). Nous avons évalué la qualité méthodologique des études à l'aide de l'échelle PEDro (Maher, 2003). De plus, nous avons effectué des méta-analyses avec des analyses de sous-groupes suivies de l'analyse GRADE de la certitude des preuves identifiées (Broek et al., 2009; Guyatt et al., 2008).

Les résultats de cette revue systématique seront présentés à travers des tableaux et une synthèse narrative structurée. Cette synthèse englobera des informations relatives aux protocoles

d'intervention, aux caractéristiques des participants, et à une analyse approfondie des résultats des différentes études, divisés en fonction des trois domaines de la CIF: les fonctions et structures corporelles, l'activité et la participation. En outre, nous présenterons les caractéristiques des systèmes de réalité virtuelle utilisés dans les études, mettant en lumière le type de dispositif, la méthode de développement, le niveau d'immersion, le type de périphérique, le feedback fourni, ainsi que les adaptations spécifiques du dispositif pour son intégration dans les protocoles de rééducation.

## **1 Etude 1 : Effectiveness of virtual reality interventions of the upper limb in children and young adults with cerebral palsy: a systematic review with meta-analysis**

Cette étude a fait l'objet d'une publication sur une revue indexée sous la référence suivante : **Burin-Chu, S., Baillet, H., Leconte, P., Lejeune, L., Thouvarecq, R., & Benguigui, N. (2023). Effectiveness of virtual reality interventions of the upper limb in children and young adults with cerebral palsy: A systematic review with meta-analysis. *Clinical Rehabilitation.***

### **Abstract**

**Objective:** To examine the characteristics and the effectiveness of virtual reality systems on upper limb impairments in children and young adults with cerebral palsy.

**Data sources:** An electronic search was conducted on PubMed, PEDro, Web of Science, Central, and EMBASE.

**Methods:** The protocol of this review was prospectively registered in the PROSPERO database (CRD42022302271). Randomized controlled trials that tested the effects of virtual reality-based interventions on the upper limb of participants with cerebral palsy were included. The methodological quality of the studies was measured by the PEDro scale. The certainty of the evidence was assessed using the Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation. The data of the studies were analyzed in meta-analysis and presented in forest plots and narrative synthesis.

**Results:** Twenty-two studies involving 746 participants were included. Ten different virtual reality systems were used in the interventions, of which six were designed specifically for rehabilitation and four commercial video games. We found an effect in favor of virtual reality when it was used in combination with conventional therapy for upper limb activity (SMD = 0.65; 95% CI (0.19 to 1.11)). However, the certainty of the evidence of the comparisons ranged from very low to low.

**Conclusion:** Virtual reality seems to be an effective tool for upper limb activity in children and young adults with cerebral palsy. Nevertheless, future studies should present a better methodological quality, a larger sample size, and well-defined rehabilitation programs to reduce the inconsistency of the evidence in this domain.

**Keywords:** Cerebral palsy; Virtual reality; Video Games; Upper limb; Meta-analysis

## 1. Introduction

Cerebral palsy is the leading cause of motor disability in childhood.<sup>1-3</sup> Upper limb impairments are common in half of all people with cerebral palsy<sup>4</sup> with an impact on their motor and social activities.<sup>5,6</sup> Rehabilitation programs are essential for better utilization of the impaired upper limb and, therefore, for improving their independence in the activities of daily living.<sup>5,7,8</sup>

In recent years, virtual reality has proven to be an interesting therapeutic tool,<sup>9,10</sup> and studies examining its effects on upper limb rehabilitation in children and young adults with cerebral palsy have increased considerably.<sup>11-14</sup> Indeed, the characteristics of virtual environments favor the integration of important rehabilitation principles<sup>15</sup> in therapeutic interventions such as repetitive, intensive, and variable practice with increasing difficulty and multisensory feedback.<sup>16</sup> These elements can increase the potential for motor learning and neuroplasticity.<sup>17-19</sup> Virtual reality technologies differ from each other depending on the technical specifics of the system, and several types are used in therapeutic interventions. For instance, the systems can be designed specifically for rehabilitation<sup>20</sup> or initially for recreational purposes (e.g., commercial video games).<sup>21,22</sup> In addition, the interactive interface of the devices can vary from a joystick to more complex systems using cameras or motion capture sensors.<sup>23</sup> The images can also be viewed on screens or through a virtual reality headset.<sup>24</sup> The virtual experience can therefore be classified as non-immersive, semi-immersive, or fully immersive.<sup>25,26</sup>

Some systematic reviews have summarized the effects of virtual reality on the therapeutic interventions of individuals with cerebral palsy. For instance, Chen et al.<sup>27</sup> in 2018 and Fandim et al.<sup>28</sup> in 2020 performed reviews interested in the effectiveness of these technologies on the upper limb, but also on the lower limb, ambulation, and postural control. However, this broad scope makes it difficult to draw conclusions regarding the upper limb. Rathinam et al.<sup>29</sup> in 2019 were interested in the effects of all types of virtual reality systems but only on hand function, neglecting the other upper limb joints. Another review conducted in 2020 by Johansen et al.<sup>30</sup> was limited only to the effects of commercial video game systems on the upper limb. In addition, these previous reviews did not address specifically the characteristics of virtual reality systems (e.g., degree of immersion, type of interaction interface, variety of games, necessary adaptations) and how these issues can impact intervention outcomes. For these reasons, the objective of this systematic review was to determine the effectiveness of the different types of

virtual reality systems used to improve upper limb impairments in children and young adults with cerebral palsy. To this end, we considered virtual reality systems designed specifically for rehabilitation or recreational purposes with all degrees of immersion. Furthermore, this review aimed to summarize the characteristics of these virtual reality systems used in therapeutic interventions.

## **2. Methods**

This systematic review followed the recommendations of the Cochrane Handbook<sup>31</sup> and was reported according to the directives and recommendations of the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) 2020<sup>32</sup> and the PRISMA-S.<sup>33</sup> The protocol of this review was prospectively registered in the International Prospective Register of Systematic Reviews -PROSPERO (registration number: CRD42022302271).

### *2.1 Eligibility Criteria*

The inclusion criteria were formulated using the PICO approach (Population, Interventions, Comparison, Outcomes). The studies were to include participants diagnosed with unilateral or bilateral cerebral palsy, with all levels of severity, and aged 3 to 18 years. Since some studies included young populations up to 21 years old, we considered selecting them if more than 50% of the participants were younger than 19 years. This decision, which allowed the selection of studies with young adults, was the only deviation from the registered protocol. The studies were to be based on upper limb interventions that used virtual reality systems combined or not with conventional therapy. In this review, we refer to virtual reality as it was defined by Schultheis (2001, p.298)<sup>34</sup> that is “an advanced form of human-computer interface that provides a multi-sensory context and allows the users to interact and immerse themselves in a computer-generated environment”. Thus, all virtual reality systems were considered, such as those designed for rehabilitation, commercial video games, as well as computer games using all degrees of immersion. The virtual reality-based therapy programs could be compared to interventions based on conventional therapy or no treatment. Given many therapeutic interventions, we considered conventional therapy any activity with therapeutic objectives that do not use virtual reality systems. The outcomes of the included studies were to be measured

using validated questionnaires, scales, and tests, based on the three domains of the International Classification of Functioning, Disability and Health:<sup>35</sup> “body functions and structures”, “activity”, and “participation”.

We included only randomized controlled trials reported in full-text articles published in peer-reviewed journals. Inclusion was limited to publications from 1990 onward, as this was the time when virtual reality technologies began to be used in clinical practice,<sup>36</sup> and the period when the key technological developments of virtual reality technology for rehabilitation emerged.<sup>37</sup> We did not impose any language restrictions on the searches. Studies involving participants with mixed etiology (e.g., participants with acquired brain injuries) were excluded unless data from individuals with cerebral palsy were available. Studies based on virtual reality interventions combined with other types of technologies (e.g., virtual reality systems combined with motion assistance devices performed by robots) were also excluded.

## *2.2 Search strategy, selection of studies and data extraction*

Two authors (S.B.C. and H.B.) independently conducted an electronic search using the following databases: PubMed, PEDro, Web of Science, Central (Cochrane Library), and EMBASE. An example of the search strategy conducted in PubMed is provided in Annex 1. The searches were conducted in January 2022, and again in September 2022, with a second update in May 2023. Moreover, the reference lists of all included studies and previous systematic reviews were screened to identify any other reports not found through electronic searches. The titles and abstracts of the records identified from the search were examined, and irrelevant ones were excluded according to the selection criteria. The full text of the selected reports was then screened for final inclusion of the studies in the systematic review.

The data extraction was performed by two authors (S.B.C. and H.B.) using a predefined form. This data extraction would include the main author, year of publication, study country, sample size, age range, gender, topographic classification, and degree of cerebral palsy (e.g., I to V),<sup>38,39</sup> type of intervention followed by the participants in the experimental and control groups, duration of program and frequency of sessions, location of the study, outcomes, follow-up, and sources of funding of each study. Data related to the characteristics of systems used in the virtual reality group programs were extracted and corresponded to the name of the system and producer, the type of virtual reality, the degree of immersion, the type of task or game, the

human-machine interface for interaction, the feedback modality (i.e., visual, auditory, or haptic), the number of movement repetition in each session and the device adaptations.

#### *2.4 Methodological quality assessment and certainty of the evidence*

The methodological quality of the studies included in this review was assessed using the PEDro scale developed by the Physiotherapy Evidence Database ([www.pedro.org.au](http://www.pedro.org.au)). The PEDro scale assesses the methodological quality of randomized controlled trials by 11 points and each item (except item 1 which, unlike the other items in the scale, concerns external validity) contributes one point to the total PEDro score (range of 0 to 10 points).<sup>41</sup> Studies with a score of 9 to 10 points can be considered of “excellent” methodological quality, 6 to 8 of “good” quality, 4 to 5 of “fair”, and 0 to 3 of “poor” methodological quality.<sup>41</sup> This assessment was independently performed by two authors (S.B.C. and H.B.) of the review.

The Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation (GRADE) was employed to assess the certainty of the evidence of results.<sup>42</sup> The GRADE approach classifies the certainty of the evidence in one of four levels (high, moderate, low, and very low).<sup>42,43</sup> A high certainty of evidence indicates that new research is unlikely to change the confidence in the effect estimates, and a moderate certainty indicates that more research is likely to have a major impact on the confidence of the effect estimates. A low certainty of evidence indicates that it is very likely that further research will have an important impact on confidence in the effect of the estimate and is likely to change the estimation, and a very low certainty of evidence indicates that there is a lot of uncertainty about the effect estimate.

The certainty of evidence can be downgraded for several reasons (domains): (1) inconsistency of results (a significant heterogeneity measure ( $I^2$ ) between studies; downgraded by one level when  $I^2 \geq 50\%$ , and by two levels when  $I^2 \geq 90\%$ ); (2) indirectness (half of the participants were outside the target group); (3) imprecision (the total number of participants in the comparison was lower than the optimal sample size (> 400)); (4) reporting bias (low methodological quality of more than 25% of the studies included in the comparison); (5) publication bias (asymmetry in the funnel plot).<sup>42</sup> The GRADE assessment was performed by one author (S.B.C.) and verified by a second (H.B.).

## 2.5 Data analysis

We categorized the outcomes of the studies according to three domains of the International Classification of Functioning, Disability and Health. The Review Manager software (RevMan 5.4, The Nordic Cochrane Center, Copenhagen, Denmark) was used to perform the meta-analysis. The studies were pooled according to the proposed rehabilitation program: virtual reality combined with conventional therapy versus conventional therapy only; virtual reality alone versus conventional therapy only; virtual reality versus no treatment. Also, subgroup analyses were conducted to examine whether the results varied according to the characteristics of the virtual reality system: commercial video games versus virtual reality systems designed specifically for rehabilitation; different degrees of immersion; types of commercial video games.

As the studies measured the same outcomes but with different assessment tools, standardized mean differences (SMDs) with 95% confidence interval (CI) were used for continuous outcome measures. Effect sizes were quantified according to the system used by Cohen (1988):<sup>44</sup> a small effect (SMD between 0.2 to 0.5); a medium effect (SMD between 0.5 to 0.8) and a large effect (SMD of 0.8 or higher). For the meta-analysis, the number of participants, the mean value, and the standard deviation of the outcomes in each intervention group were used.<sup>31</sup> When the results were reported as a median, the data were converted to mean and standard deviation according to Hozo et al.<sup>45</sup> The random effects model was used in comparisons that have heterogeneity among the included studies. The Chi2 test and the heterogeneity statistic ( $I^2$ ) were used to evaluate the heterogeneity.<sup>46</sup> This analysis was based on visual inspections of the forest plots.

## 3. Results

The search of the five databases identified 1.201 records. After duplication removal, 800 records were examined for eligibility by title and abstract. Of these, 39 full-text reports were screened for eligibility and 20 studies were selected for final inclusion. In addition, 13 records were identified by citations of the included studies and previous systematic reviews, and from this search, two full-text reports were screened for eligibility. Finally, 22 studies<sup>47-68</sup> (27 reports) of randomized clinical trial designs published between 2006 and 2023 were included

in this review. The process of identifying studies and the reasons for excluding reports were demonstrated in the PRISMA Flow Diagram (Figure 1).

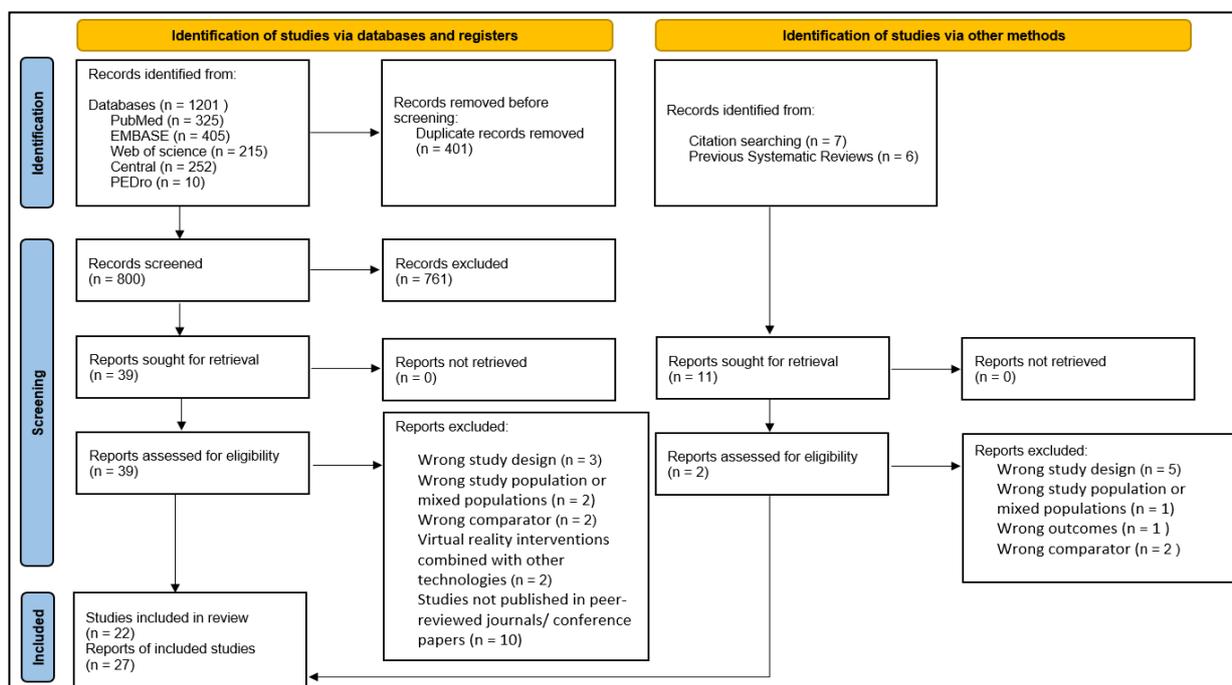


Figure 1: PRISMA Flow Diagram

The studies included a total of 746 participants aged from 4 to 20 years, diagnosed with cerebral palsy. The sample sizes varied from 6 to 102 participants. Only one study had a crossover design.<sup>68</sup> For this study, the results from the period after the first trial before crossover were used. Only one study was published in Chinese,<sup>60</sup> and all the other twenty-one were published in English. We requested the assistance of a professional translator for the extraction of the relevant information and data from the study in Chinese.

### 3.1 Characteristics of the interventions and the virtual reality systems

The duration of the programs in the virtual reality and control groups ranged between three and 20 weeks, with a frequency of one, two, three, five, or six sessions per week. The intervention sessions in which virtual reality was used alone had a duration of between 30 and 90 minutes, and those in which the systems were combined with conventional therapy lasted between 30 and 145 minutes. Table 1 summarizes the characteristics of the participants and the proposed interventions.

**Table 1.** Description of studies, participants, interventions, results and funding

Author, year, country	Number of participants	Age Range (year) Gender (male/female)	CP type MACS GMFCS Side most affected (right/left)	Intervention group treatment Duration per session Frequency	Control group treatment Duration per session Frequency	Location	Upper Limb Outcome Measures : ICF			Funding
							Body and structures	Activity	Participation	
Acar et al. 2016 <sup>47</sup> Turkey	30	6–15 (14 / 16)	Hemiparesis (spastic) MACS : I-III GMFCS : I-II (18 / 12)	VR + CT (NDT) 45 min (15 min VR)/session 2 X week/ 6 weeks	CT (NDT) 45 min / session 2 X week / 6 weeks	Clinic		Quest (ND) JTHFT* (+) ABILHAND-Kids (ND) WeeFIM (ND)		NS
Al Saif and Ahsenany 2015 <sup>48</sup> Saudi-Arabia	40	6–10 NS	Diplegia (spastic ) MACS : NS GMFCS : III NS	VR 20 min /session 7 X week / 12 weeks	No Intervention	Home		MABC-2* (+) BOTMP (+)		Deanship of Scientific Research, King Abdulaziz University, Jeddah
Avcil et al. 2020 <sup>49</sup> Turkey	30	5-17 (17 / 13)	Hemiplegia / Diplegia (dyskinetic/ spastic) MACS : I-IV GMFCS : I-IV (9 / 21)	VR 60 min / session 3 X week / 8 weeks	CT (NDT) 60 min / session 3 X week / 8 weeks	Clinic	Grip strength (ND)	MMDT* (+) CHAQ total (ND) DHI total (+)		No
Bedair et al. 2016 <sup>50</sup> Egypt	40	5-10 (23 / 17)	Hemiplegia (spastic) MACS : NS GMFCS : I-II (18 / 22)	VR + CT 90 min /session (30 min VR) 3 X week / 4 months	CT 60 min /session 3 X Week / 4 months	Clinic		ABILHAND-Kids (+) PDMS-2* : <i>Object manipulation</i> (+) <i>Visual-motor skills</i> (+) Nine-hole Peg Test (ND)		No
Chiu et al. 2014 <sup>51</sup> Australia	62	6–13 (28 / 34)	Hemiplegia MACS : I-V GMFCS : I-V (31/31)	VR + CT 40 min VR / session / (CT-NS) 3 X week / 6 weeks	CT NS 3 X week / 6 weeks	Home	Coordination <i>Finger</i> (ND) <i>Elbow</i> (ND) Grip Strength (ND)	JTTHF* (ND) Carers' perception <i>Quantity</i> (+) <i>Quality</i> (ND)		National Science Council and I-Shou University
Daliri et al. 2023 <sup>52</sup> Iran	20	5-8 (15 / 5)	Hemiplegia / Quadriplegia (spastic) MACS : I-III GMFCS : I-III NS	VR + CT (NDT) 60 min (20 min VR) / session 2 X week / 12 weeks	CT (NDT) 60 min / session 2 X week / 12 weeks	Clinic	Grip Strength (+) Lateral pinch (+) Palmar pinch (+)	QUEST* (ND)		Research Council of University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences
El Shamy et al. 2018 <sup>53</sup> Egypt	40	8–12 (26 / 14)	Hemiplegia (spastic) MACS : I-III GMFCS : NS (28 / 22)	VR + CT 100 min (40 min VR)/session 3 X week / 12 weeks	CT 60 min/session 3 X week / 12 weeks	Clinic	Modified Ashworth (+) Grip strength (+)	PDMS- 2* (+)		Not specified
James et al. 2015 <sup>54</sup> Australia	102	8–18 (51 / 51)	Hemiplegia (spastic) MACS : I-II GMFCS : I-II NS	VR 30 min / session 3 X week / 20 Weeks	No Intervention (wait-list)	Home		AHA (ND ) JTTHF* (ND) MULL (ND)	AMPS (+) COPM (+)	Foundation for Children Grant and Smart Futures Co-Investment Program Grant

**Table 1. (Continued)**

Author, year, country	Number of participants	Age Range (year) Gender (male/female)	CP type MACS GMFCS Side most affected (right/left)	Intervention group treatment Duration per session Frequency	Control group treatment Duration per session Frequency	Location	Upper Limb Outcome Measures: ICF			Funding
							Body and structures	Activity	Participation	
Jannink et al. 2008 <sup>55</sup> Netherlands	10	7-16 (9 / 1)	Hemiplegia / Diplegia / Quadriplegia (spastic) MACS : II-IV GMFCS : I, II and IV NS	VR 30 min / session 2 X week / 6 weeks	CT 30 min / session 2 X week / 6 weeks	Clinic		MULL* (+)		National Centre for Innovation in Rehabilitation Technology, Netherlands
Kassee et al. 2017 <sup>56</sup> Canada	6	7-12 (6 / 0)	Hemiplegia (spastic) MACS : I-II GMFCS : I-II (5 / 1)	VR 40 min / session 5 X week / 6 weeks	CT (resistance training) 36-48 min / session 5 X week / 6 Weeks	Home	Grip strength (ND)	MA2* (ND) ABILHAND-Kids (ND)		Grandview Children's Foundation, Canada
Menekseoglu et al. 2023 <sup>57</sup> Turkey	36	5-12 (19 / 17)	Hemiplegia MACS : I-III GMFCS : I-II (15 / 21)	VR + CT 120 min (60 min VR) / session 2 X week / 6 weeks	CT 60 min /session 2 X Week / 6 Weeks	VR: Clinic CT: Home	ROM (+)	AHA (+) ABILHAND-Kids (+) Quest* (+)		Scientific and Technological Reserch Concil of Turkey
Okmen et al. 2019 <sup>58</sup> Turkey	41	5-15 (28 / 13)	Mixed MACS : NS GMFCS : NS NS	VR + CT 60 min VR /session / CT : NS 3 X week / 4 weeks	CT NS 3X week / 4 weeks	Clinic		BFMF* (+)		No
Reid and Campbell 2006 <sup>59</sup> Canada	31	8-13 (20 / 11)	NS MACS: NS GMFCS : I, III, IV and V NS	VR + CT (PT/ OT) 90 min / session 1 X week / 8 weeks	CT (PT/OT) NS 1 X week / 8 weeks	Lab		QUEST* (ND)	COPM (ND)	Not specified
Ren et al. 2016 <sup>60</sup> China	35	3-6 (20 / 15)	Diplegia (spastic) MACS : NS GMFCS : I-II NS	VR + CT (OT) 80 min / session (40 min VR) 5 X week / 12 weeks	CT (OT + exercise therapy) 80 min / session 5 X week / 12 weeks	Clinic		PDMS-2* : Object manipulation (+) Visual-motor skills (+)		Sichuan Medical Association, Sichuan Provincial Department of Education and Zigong Science and Technology
Rostami et al. 2012 (a) <sup>61</sup> Iran	16	06-12 (8 / 8)	Hemiparetic (spastic) MACS: NS GMFCS : NS (5 / 11)	VR + Modified CIMT 90 min VR / session 3 X week / 4 weeks	Modified CIMT 90 min / session 3 X week / 4 weeks	Lab		BOTMP*: Speed and dexterity (+) PMAL(+)		Research deputy of Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences
Rostami et al. 2012 (b) <sup>61</sup> Iran	16	6-12 (6 / 10)	Hemiparetic (spastic) MACS: NS GMFCS : NS (9 / 7)	VR 90 min / session 3 X week / 4 weeks	CT 30 min / session 2 X week / 4 weeks	Lab		BOTMP*: Speed and dexterity (+) PMAL (+)		Research deputy of Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences

**Table 1. (Continued)**

Author, year, country	Number of participants	Age Range (year) Gender (male/female)	CP type MACS GMFCS Side most affected (right/left)	Intervention group treatment Duration per session Frequency	Control group treatment Duration per session Frequency	Location	Upper Limb Outcome Measures: ICF			Funding
							Body and structures	Activity	Participation	
Sahin et al. 2019 <sup>62</sup> Turkey	60	7-16 (37 / 23)	Hemiplegia MACS : NS GMFCS : I-III (40 / 20)	VR + CT (ToT) 45 min / session 2 X week / 8 weeks	CT (TOT) 45 min / session 2 X week / 8 weeks	Lab		BOTMP-SF (total score)* (+) Total fine motor functions (+) WeeFIM (+)	No	
Sajan et al. 2016 <sup>63</sup> India	18	5-20 (11 / 9)	Diplegia / triplegia / quadriplegia (spastic) MACS : NS GMFCS : I-IV NS	VR + CT 45 min / session 6 X week / 3 weeks	CT 45 min / session 6 X week / 3 weeks	Clinic		BBT (ND) QUEST* (ND)	NS	
Shih et al. 2023 <sup>64</sup> Taiwan	29	5-12 (16 / 13)	Hemiplegia MACS : I-III GMFCS : NS (17 / 12)	VR (CIMT with Kinect) 145 min / session 2 X week / 8 weeks	CT (CIMT) 145 min / session 2 X week / 8 week	Home	Kinematics : Reaction time (ND) Movement time (ND) Movement units (ND) Peak velocity (ND) Percentage of MT when PV occurred (ND)	PMAL-R Amount of use (ND) Quality of use (ND)	Ministry of Science and Technology	
Shin et al. 2015 <sup>65</sup> South Korea	16	4-8 (9 / 8)	Diplegia (spastic) MACS : NS GMFCS : I-III NS	VR + CT 45 min (15 min VR) /session 2 X week / 8 weeks	CT 45 min / session 2 X week / 8 weeks	Clinic		KDTVP-2 * Eye-hand coordination (ND) Visual-motor speed (ND)	NS	
Tarakci et al. 2019 <sup>66</sup> Turkey	30	5-17 (17 / 13)	Spastic and dyskinetic MACS : NS GMFCS : NS (10 / 20)	VR 60 min / session 3 X week / 8 weeks	CT 60 min /session 3 X week / 8 weeks	Clinic	Hand grip (ND) Tip grip (ND) Lateral grip (ND) Triple grip (ND)	JTHFT* (ND) DHI (ND) CHAQ (ND) Nine-Hole Peg (ND)	Technological Research Council of Turkey	
Wang et al. 2021 <sup>67</sup> Taiwan	18	5-12 (7 / 11)	Hemiplegia (spastic) MACS: I-III GMFCS: NS (7 / 11)	VR + (CIT) 145 min /session 2 X week / 4 weeks of CIT + 4 weeks CIT VR	CT (CIT) 145 min /session 2 X week / 8 weeks	Home		BOT-2* (ND) ABILHANDKids (ND) PMAL-R (ND) WeeFIM (ND)	Ministry of Science and Technology	
Zoccolillo et al. 2015 <sup>68</sup> Italy	18	4-14 (NS)	Hemiparetic MACS : NS GMFCS : NS NS	VR 30 min /session 2X week / 8 weeks	CT (NDT) 30 min /session 2X week / 8 weeks	Clinic		QUEST* (+) ABILHAND-Kids (+)	NS	

Abbreviations - NS : Not specified. ND: No difference between the groups; (+): virtual reality intervention statistically significantly improved this outcome ; ICF: International Classification of Functioning, Disability and Health; GMFCS: Gross Motor Function Classification System; MACS: Manual Ability Classification System; VR : Virtual rehabilitation; CT : Conventional therapy; NDT: neurodevelopmental treatment; PT: physiotherapy; TOT: traditional occupational therapy; OT: occupational therapy; Quest : Quality of Upper Extremity Skills Test; JTHFT : Jebsen Taylor Hand Function Test; WeeFIM : Pediatric Functional Independence Measure; BOTMP : Bruininks-Oseretsky Test of Motor Proficiency; BOT-2: Bruininks–Oseretsky Test of Motor Proficiency, Second Edition MMDT: Minnesota Manual Dexterity Test; CHAQ: Childhood Health Assessment Questionnaire; DHI: Duruoz hand index; AMPS :Assessment of Motor and Process Skills; AHA: Assisting Hand Assessment; MUUL: Melbourne Assessment of Unilateral Upper Limb Function; MA2 : Melbourne Assessment 2; COPM :Canadian Occupational; BFMF: Bimanual Fine Motor Function; BBT: Box and Block Test; KDTVP-2: Korean-Developmental Test of Visual Perception; CIMT: constraint-induced movement therapy CIT : Constraint-induced therapy; MT : Movement time; PV: Peak velocity; PMAL-R: Revised Pediatric Motor Activity Log.

\*Measures selected to perform the meta-analysis

Table 2 summarizes the main characteristics of each virtual reality system. Fifteen studies used commercial video game systems such as Nintendo Wii™,<sup>47-49,51,53,56,63,65,67</sup> Microsoft Kinect™ for Xbox™<sup>50,68</sup> or computer,<sup>62,64</sup> or Sony PlayStation™.<sup>55,58</sup> All these commercial consoles can be classified as exergames which are systems that combine physical activity with game mechanics.<sup>69</sup> Six studies used systems designed for rehabilitation such as Fizyosoft games<sup>49,66</sup>, Mitii,<sup>TM54</sup> Mandala Gesture Xtreme IREX VR system,<sup>59</sup> E-Link - Evaluation and Exercise System,<sup>61</sup> and Leap Motion Controller games.<sup>52</sup> Menekseoglu et al.<sup>57</sup> did not report the name of the system employed in their study but indicated that it was developed in collaboration with researchers and computer engineers. Ren and colleagues<sup>60</sup> used the Q4 system, but the nature of this system was not indicated.

Relative to the reproduction of the images of the games, eight studies<sup>50,53,55,58,59,61,62,66</sup> reported using televisions or screens connected to systems. Only one study used a virtual reality glass<sup>57</sup> and three used computer screens.<sup>52,54,64</sup> The other studies did not specify the type of human-machine interface used. However, it is known that commercial video games require the use of a screen to reproduce the images of the games. A single study<sup>60</sup> reported using a device with images projected on a wall and ground with the Q4 system.

Regarding motion capture to play the games, four studies utilized the Kinect system.<sup>50,62,64,68</sup> The Kinect contains a sensor that incorporates various sensing hardware such as a depth sensor, color camera, and microphone array that provides 3D motion capture and facial recognition.<sup>70</sup> Six studies that used Nintendo Wii™ reported the use of Wii controller<sup>49,51,53,56,63,67</sup> which is the joystick included in this console for interaction and motion capture. Two studies<sup>55,58</sup> used Sony PlayStation™ with the EyeToy application, which is a camera that detects the user's body movements and reproduces them in images, allowing interaction with games.<sup>71</sup> In addition, three studies<sup>49,52,66</sup> used Leap Motion Controller which is a low-cost optical hand tracking with declared submillimeter accuracy.<sup>72,73</sup> One study<sup>54</sup> used a computer for interaction with the Mitti™ system which is a web-based multimodal therapy program delivered in the home environment. Mitti™ detects and tracks bodily movements by a web camera using tracking bands worn on the hands of users.<sup>54</sup> One study<sup>59</sup> reported using a simple motion capture system camera.

The study by Menekseoglu et al.<sup>57</sup> was the only one that reported the use of an immersive virtual reality system through Quest 128 glasses. Three studies<sup>49,52,66</sup> used the Leap Motion Controller considered a semi-immersive technology. The other studies did not report the degree of immersion, but due to the type of console or human-machine interface reported by the authors, we classified them as non-immersive virtual reality.<sup>74</sup>

### *3.2 Quality assessment and outcome measures*

The methodological quality of the 22 studies was assigned with the PEDro scale. The items of the assessment of the quality of the studies by the PEDro scale are presented in Table 3. A single study<sup>51</sup> was considered excellent methodological quality with a score of 9 points. Nine<sup>52–54,61–64,66,67</sup> presented good quality with a score between 6 and 8. Ten studies<sup>47,49,50,55,57–60,65,68</sup> presented a fair quality with a score between 4 to 5, and two<sup>48,56</sup> received a score between 0 to 3 points with poor methodological quality.

Regarding outcome measures, only two studies<sup>54,59</sup> assessed the participation domain of the International Classification of Functioning, Disability and Health. Of these two, only the study by James et al.<sup>54</sup> showed a significant effect in favor of virtual reality using the assessment tools “Canadian Occupational Performance Measure”, and the “Assessment of Motor and Process Skills”. Nine studies<sup>49,51–54,56,57,64,66</sup> assessed body functions and structures domain. Six<sup>49,51–53,56,66</sup> assessed grip strength but only the studies by Daliri et al.<sup>52</sup> and El-Shamy et al.<sup>53</sup> demonstrated a significant effect in favor of virtual reality interventions for this outcome. This latest study<sup>53</sup> also reported significant results when assessing spasticity measured by the “Modified Ashworth Scale”. Menekseoglu et al.<sup>57</sup> found significant results in favor of virtual reality in assessing the upper limb range of motion. All studies used measures to assess upper limb outcomes relative to the activity domain. Thus, for the comparisons with meta-analysis, we used the outcome measures the most employed in studies on upper limb activity. The list of all measures selected to perform the meta-analyses, as well as all outcomes of the included studies, are presented in Table 1

**Table 2.** Description of virtual reality systems

Study	VR system (Producer)	Type of system design	Degree of immersion	Tasks or game	Type of human machine interface and Motion capture device	Feedback Modality	Movement repetition or time in each game (per session)	Progression of difficulty level in games and tasks	Adaptation of virtual reality devices
Acar et al. 2016 <sup>47</sup>	Wii Sports (Nintendo-Kyoto, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Tennis, baseball and boxing	Not specified	Visual and Auditory	5 min for each game	Not specified	Not specified
Al Saif and AIsenany 2015 <sup>48</sup>	Wii Fit (Nintendo-Kyoto, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	20 games	Not specified	Visual and Auditory	Not specified	Not specified	Not specified
Avcil et al. 2020 <sup>49</sup>	Wii Fit (Nintendo-Kyoto, Japan), Leap motion controller (Ultraleap - California, United States) Games Fizyosoft (Fizyosoft - Mannheim, Germany)	Wii :commercial video game Fizyosoft : designed for rehabilitation	Wii : Non-immersive LMC: Semi-immersive	Wii (tennis and boxing ) Fizyosoft (CatchAPet and Leapball)	Wii remote Leap motion controller	Visual, Auditory and Haptic	Not specified	Change of the speed, repetition of trial, number and size of ball/hoole	Not specified
Bedair et al. 2016 <sup>50</sup>	Kinect for Xbox (Microsoft - Redmond, WA)	Commercial video game	Non-immersive	Tennis, bowling, golf, Space pop, Bubbles and Boat driving	LCD screen Kinect	Visual and Auditory	Each game was played 3 times for 10 min	Games with three levels of difficulty	Not specified
Chiu et al. 2014 <sup>51</sup>	Wii (Sports Resort) (Nintendo-Kyoto, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Bowling, Air Sports, Frisbee and Basketball	Wii remote	Visual and Auditory	10 min for each game	Not specified	Not specified
Daliri et al. 2023 <sup>52</sup>	Leap motion controller (Ultraleap - California, United States)	Designed for rehabilitation	Semi-immersive	Cube grasping, Flower petal removal and Kyoto	Computer (laptop) Leap motion controller	Visual	Not specified	Not specified	Not specified
El Shamy et al. 2018 <sup>53</sup>	Wii (Nintendo-Kyoto, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Tennis, boxing, bowling and basketball	Wii remote and Screen	Visual, Auditory and Haptic	10 min for each game	Not specified	Training in sitting or standing position, depending on the participant's ability
James et al. 2015 <sup>54</sup>	Mitii (Mitii Development A/S Copenhagen, Denmark)	Designed for rehabilitation	Non-immersive	Not specified	Internet-connected computer with Web-camera	Visual	14 training modules	Increase of speed, accuracy, repetitions and complexity of tasks weekly	Not specified
Jannik et al. 2008 <sup>55</sup>	EyeToy: Play Station (Sony Computer Entertainment Group Europe Ltd-Tokyo, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Kung Foo, Wishi Washi and Keep Ups	Television screen USB camera (EyeToy)	Visual and Auditory	Not specified	Not specified	Not specified
Kassee et al. 2017 <sup>56</sup>	Wii U system with Wii Sports Resort (Nintendo-Kyoto, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Tennis, archery, swordplay, basketball, bowling, canoeing, golf	Wii MotionPlus Remote controller and Wii Nunchuck	Visual and Auditory	Approximately 140 repetitions	Not specified	Not specified
Menekseoglu et al. 2023 <sup>57</sup>	VR-mediated gamified exercise Name not informed (Collaboration of researchers and computer engineers)	Designed for rehabilitation	Immersive	The phoenix, Hhe butterfly, The bee game and The eagle game	Oculus Quest 128 GB immersive type VR Glasses	Visual	15 min for each game	Not specified	Not specified

**Table 2.** (Continued)

Study	VR system and producer	System design	Degree of immersion	Tasks or game	Type of human machine interface and Motion capture device	Feedback Modality	Movement repetition or time in each game (per session)	Progression of difficulty level in games and tasks	Adaptation of virtual reality devices
Okmen et al. 2019 <sup>58</sup>	Play Station 2 with EyeToy (Sony Computer Entertainment Group Europe Ltd-Tokyo, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Basketball, swimming, tennis	37-inch TV Camera (EyeToy)	Visual and Auditory	Not specified	Not specified	Not specified
Reid and Campbell. 2006 <sup>59</sup>	Mandala Gesture Xtreme IREX VR system (Vivid Group Inc-(Toronto, Canada)	Designed for rehabilitation	Non-immersive	Soccer and volleyball	Large TV screen Video camera	Visual and Auditory	6 or 7 games (1-2 minutes for trial)	Not specified	Not specified
Ren et al. 2016 <sup>60</sup>	Q4 scenario interactive training system (Opmai, model Q4)	Not specified	Not specified	Not specified	Images projected on the wall and ground	Visual	Not specified	Not specified	Not specified
Rostami et al. 2012 <sup>61</sup> Iran	E-Link - Evaluation and Exercise System/ Version 6 software (Biometrics Ltd-United Kingdom)	Designed for rehabilitation	Non-immersive	Soccer, hitting walls, space shooting, driving, and throwing balls into a bucket	Large flat screen E-Link Upper Limb Exerciser (E 3000)	Auditory and Visual	Not specified	Not specified	Adapted handle/ Range of motion, strength, speed, accuracy, and difficulty, according to the participants's abilities.
Sahin et al. 2019 <sup>62</sup>	Kinect for computer (Microsoft-Redmond, WA)	Commercial video game	Non-immersive	Air challenge, Boxing trainer, Wall breaker, Jet run,	Television Computer Kinect	Visual and Auditory	Not specified	Difficulty levels varied according to each child's performance	Not specified
Sajan et al. 2016 <sup>63</sup>	Wii Sports Resort (Nintendo-Kyoto, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Boxing and tennis.	Wii remote	Visual and Auditory	20 min each game with a 5 min break between the two	Not specified	Not specified
Shih et al. 2023 <sup>64</sup> Taiwan	Kinect 2.0 for computer (Microsoft-Redmond, WA)	Commercial video game	Non-immersive	Adventure Island and Kitten Island	Laptop with Windows 8 Kinect 2	Visual	2 games at least 1h	Increased in difficulty if a 10% improvement in the performance score	Not specified
Shin et al. 2015 <sup>64</sup>	Wii (Nintendo-Kyoto, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Not specified	Not specified	Visual and Auditory	Not specified	Not specified	Not specified
Tarakci et al. 2019 <sup>65</sup>	Leap motion controller (Ultraleap- California, United States) Fیزیوسف games-Mannheim, Germany)	Designed for rehabilitation	Semi-immersive	Fیزیوسف CatchAPet and Fیزیوسف Leapball	Screen Leap Motion Controller	Visual and Auditory	Not specified	Launch and progression of the game (speed, repetition and size of the ball/hole) according to the needs of the participants	Not specified
Wang et al. 2021 <sup>66</sup>	Wii (Nintendo-Kyoto, Japan)	Commercial video game	Non-immersive	Wii Sports Resort, Wii Sports, Mario Sports Mix, Cooking Mama	Wii remote	Visual and Auditory	Not specified	Not specified	Adaptation of the Wii remote by adding an elastic bandage to support them holding the interfaces
Zoccolillo et al. 2015 <sup>67</sup>	Kinect for Xbox (Microsoft-Redmond, WA)	Commercial video game	Non-immersive	Space pops, 20.000 Leaks, Rally Ball, Boxe, volley and bowling	Screen Kinect	Visual and auditory	Not specified	Not specified	Not specified

**Table 3.** PEDro Scale Items

Study	1*	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	PEDroTotal Score (0–10)
Acar et al. 2016 <sup>47</sup>	Y	N	N	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	5
Al Saif and Alsenany 2015 <sup>48</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	N	N	N	N	Y	3
Avcil et al. 2020 <sup>49</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	Y	N	N	Y	Y	5
Bedair et al. 2016 <sup>50</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	N	N	N	Y	Y	5
Chiu et al. 2014 <sup>51</sup>	Y	Y	Y	Y	N	Y	Y	Y	Y	Y	Y	9
Daliri et al. 2023 <sup>52</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	8
El Shamy et al. 2018 <sup>53</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	N	Y	Y	7
James et al. 2015 <sup>54</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	N	Y	Y	Y	Y	7
Jannik et al. 2008 <sup>55</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	N	Y	N	N	Y	4
Kassee et al. 2017 <sup>56</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	N	N	N	N	N	2
Menekseoglu et al. 2023 <sup>57</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	N	Y	N	Y	Y	5
Okmen et al. 2019 <sup>58</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	N	Y	N	Y	Y	5
Reid and Campbell 2006 <sup>59</sup>	Y	Y	N	N	N	N	Y	N	N	Y	Y	4
Ren et al. 2016 <sup>60</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	N	Y	N	Y	Y	5
Rostami et al. 2012 <sup>61</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	8
Sahin et al. 2019 <sup>62</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	Y	Y	Y	8
Sajan et al. 2017 <sup>63</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	N	Y	Y	7
Shih et al 2023 <sup>64</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	N	Y	Y	7
Shin et al. 2015 <sup>65</sup>	Y	Y	N	Y	N	N	N	N	N	Y	Y	4
Tarakei et al. 2016 <sup>66</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	N	Y	Y	7
Wang et al. 2021 <sup>67</sup>	Y	Y	Y	Y	N	N	Y	Y	N	Y	Y	7
Zoccolillo et al. 2015 <sup>68</sup>	Y	Y	N	N	N	N	Y	N	N	Y	Y	4

Commentaires : PEDro : Physiotherapy Evidence Database

\* Eligibility criteria item does not contribute to total score

(1) Eligibility criteria ; (2) Random allocation ; (3) Concealed allocation ; (4) Baseline comparability ; (5) Blind subjects ; (6) Blind therapists ; (7) Blind assessors ; (8) Adequate follow-up ; (9) Intention-to-treat analysis ; (10) Between-group comparisons ; (11) Point estimates and variability.

Y = Yes ; N = No

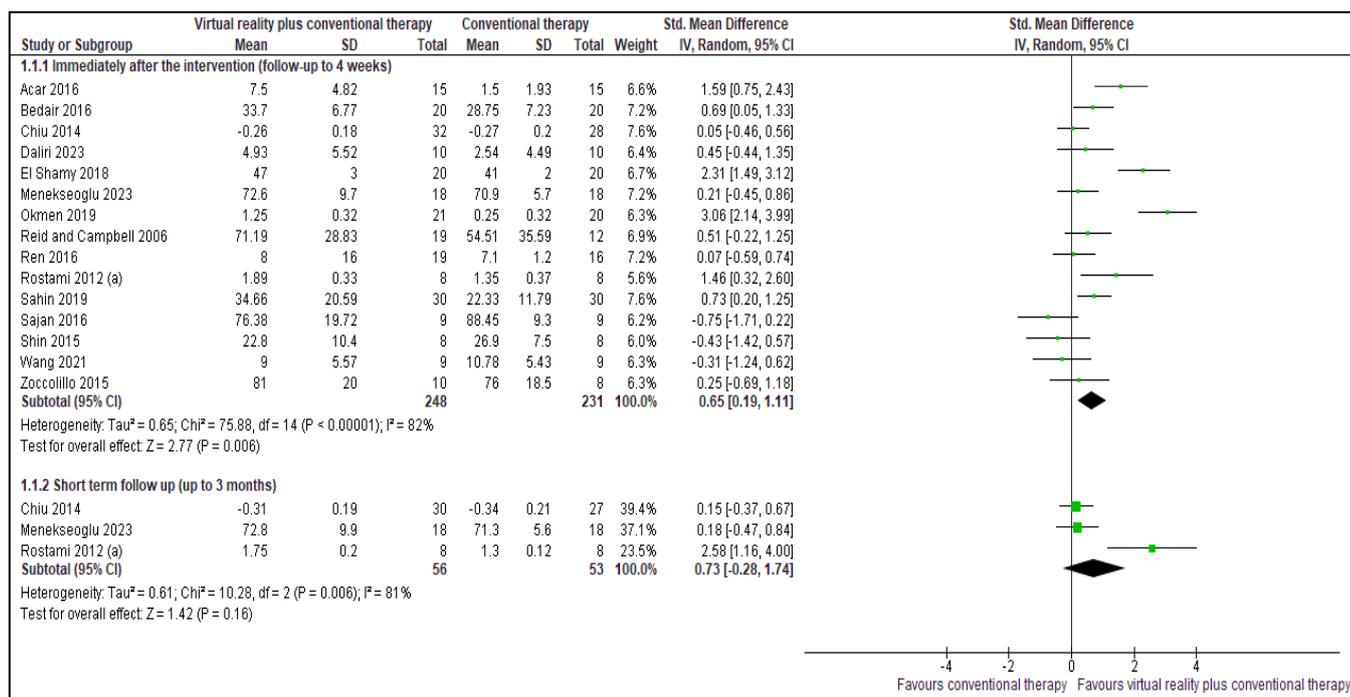
### 3.3 Effects of Interventions

Effects of the interventions are presented from the results of the comparisons performed by meta-analysis with the assessment of the certainty of the evidence by the GRADE approach for each analysis. The complete summary of the results of the certainty of evidence for all comparisons is presented in Table 4. .

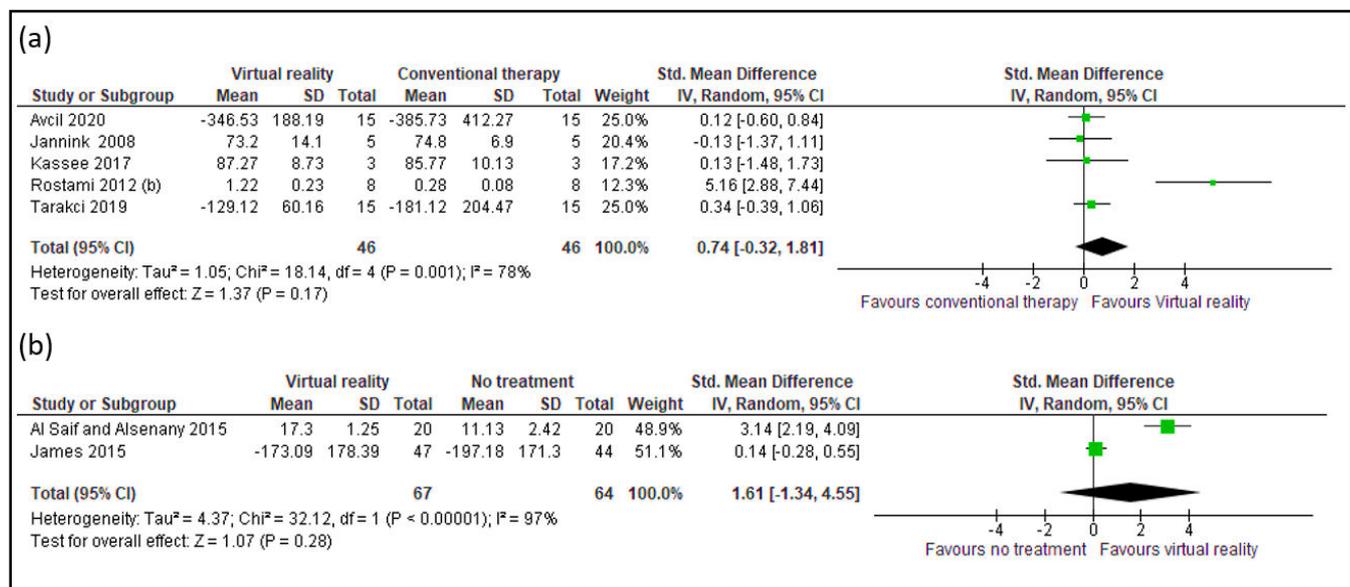
We pooled 15 studies<sup>47,50–53,57–63,65,67,68</sup> (479 participants) that compared virtual reality combined with conventional therapy versus conventional therapy performed alone in the improvement of upper limb activity after the intervention period up to 4 weeks follow-up. This comparison showed a medium effect in favor of virtual reality (SMD = 0.65; 95% CI 0.19, 1.11;

Figure 2). The analysis of the certainty of the evidence for this comparison was low (downgraded by risk of bias and inconsistency). Publication bias was assessed using the funnel plot only for this comparison, as the others included fewer than ten studies, however, this analysis did not indicate asymmetry. Only three studies<sup>51,57,61</sup> (109 participants) assessed upper limb activity in the short-term (up to 3 months after the intervention) in the same preceding comparison. There was no difference between the groups receiving virtual reality combined with conventional therapy and conventional therapy only (SMD = 0.73; 95% CI -0.28, 1.74; Figure 2). The certainty of evidence for this comparison was low (downgraded by inconsistency and imprecision). No study has assessed the effects of intervention over a long term (i.e., 6-month follow-up or more).

Five studies<sup>49,55,56,61,66</sup> (92 participants) compared virtual reality used alone versus conventional therapy immediately after the intervention period up to 4 weeks of follow-up. There was no difference between these groups (SMD = 0.74; 95% CI -0.32, 1.81; Figure 3 (a)). The analysis of the certainty of the evidence for this comparison was very low (downgraded by risk of bias, inconsistency, and imprecision). Two studies<sup>48,54</sup> (131 participants) compared virtual reality to no treatment, but this meta-analysis showed no difference (SMD = 1.61; 95% CI -1.34, 4.55; Figure 3 (b)). The certainty of evidence for this comparison was very low (downgraded by one level because of risk of bias, and imprecision, and two levels because of inconsistency ( $I^2=97\%$ )).



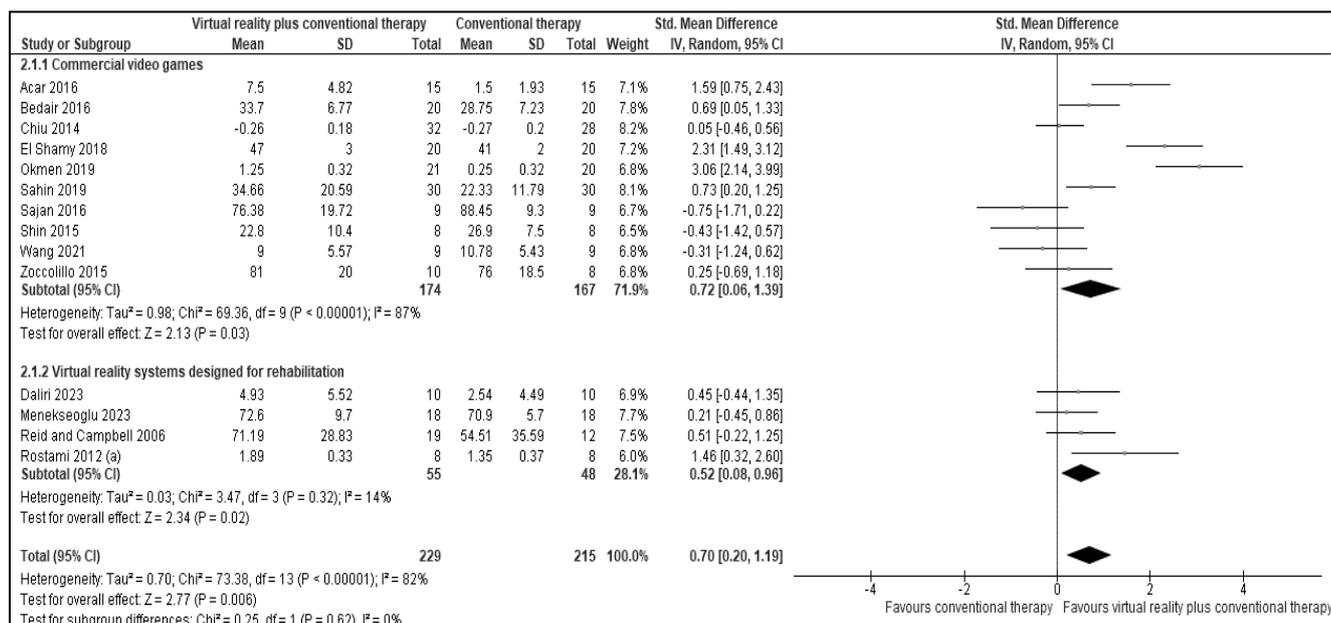
**Figure 2.** Forest plot of the meta-analysis: virtual reality plus conventional therapy compared to conventional therapy immediately after the intervention period (follow-up to 4 weeks) (1.1.1), and after 3 months of follow-up (1.1.2)



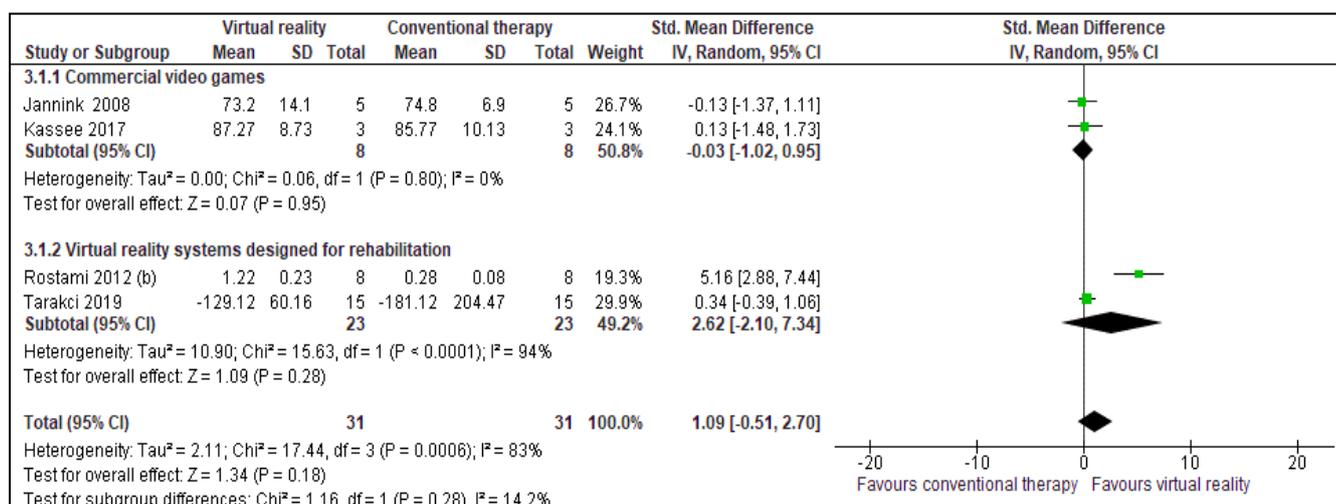
**Figure 3.** Forest plot of the meta-analysis: (a) virtual reality compared to conventional therapy; (b) virtual reality compared to no treatment

We compared in a subgroup analysis the commercial video games<sup>47,50,51,53,58,62,63,65,67,68</sup> with virtual reality systems designed specifically for rehabilitation<sup>52,57,59,61</sup> when used as an adjunct to conventional therapy, but we found no difference between the subgroups ( $P = 0.62$ ; Figure 4). However, when analyzed separately, both commercial video games (SMD = 0.72; 95% CI 0.06, 1.39) and systems designed for rehabilitation (SMD = 0.52; 95% CI 0.08, 0.96) were more effective than conventional therapy. A second subgroup analysis showed no difference between the commercial video games<sup>55,56</sup> and the virtual reality systems designed for rehabilitation<sup>61,66</sup> when used alone ( $P = 0.28$ ; Figure 5). When analyzed separately, the two systems were no more effective than conventional therapy.

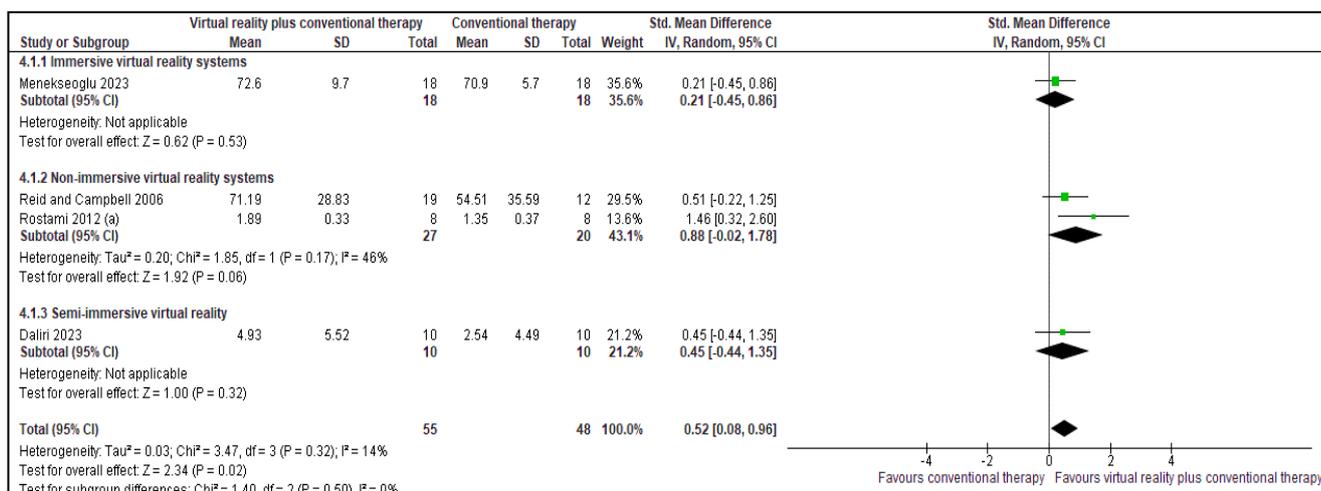
We also performed a subgroup analysis to compare immersive,<sup>57</sup> non-immersive,<sup>59,61</sup> and semi-immersive<sup>52</sup> virtual reality systems. In this comparison, all these systems were designed for rehabilitation and were combined with conventional therapy. This subgroup analysis showed no significant difference ( $P = 0.50$ ; Figure 6), and when analyzed separately, these three virtual reality systems were no more effective than conventional therapy. We also analyzed the commercial video games type when used as an adjunct to conventional therapy with three subgroups: studies that had used the Nintendo Wii™,<sup>47,51,53,63,65,67</sup> those that used the Kinect™<sup>50,62,68</sup> for Xbox™ or computer, and one that used the Sony PlayStation™.<sup>58</sup> There was a difference in this subgroup analysis ( $P < 0.00001$ ; Figure 7). When analyzed separately, only the Kinect™ (SMD = 0.64; 95% CI 0.27, 1.01), and the PlayStation™ (SMD = 3.06; 95% CI 2.14, 3.99) were more effective than conventional therapy. The analysis of the certainty of evidence for all subgroup tests ranged from low to very low.



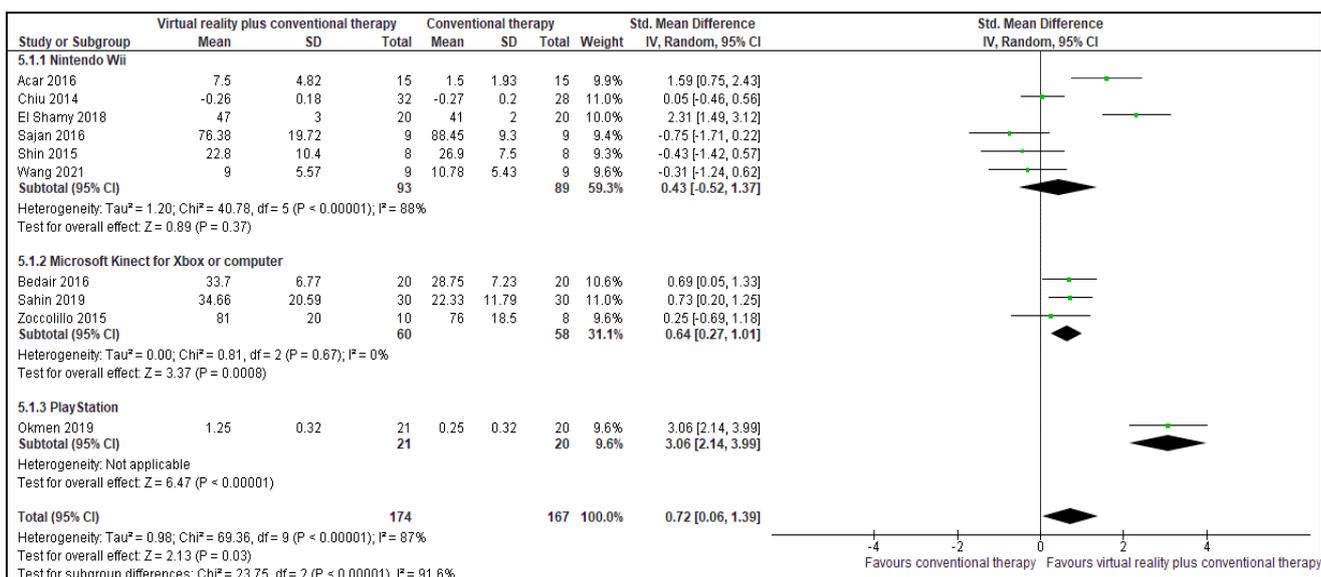
**Figure 4.** Forest plot of the subgroup analyses of commercial video games (2.1.1) or virtual reality systems designed specifically for rehabilitation (2.1.2) when combined with conventional therapy compared to conventional therapy



**Figure 5.** Forest plot of the subgroup analyses of commercial video games (3.1.1) or virtual reality systems designed specifically for rehabilitation (3.1.2) used alone compared to conventional therapy only



**Figure 6.** Forest plot of the subgroup analyses of virtual reality systems designed for rehabilitation: immersive (4.1.1), non-immersive (4.1.2), or semi-immersive (4.1.3) when combined with conventional therapy and compared to conventional therapy only



**Figure 7.** Forest plot of the subgroup analyses of commercial video games: Nintendo Wii™ (5.1.1) or Microsoft Kinect™ for Xbox™ or computer (5.1.2) or Sony PlayStation™ (5.1.3) when combined with conventional therapy and compared to conventional therapy only

**Table 4.** Grading of Recommendations Assessment, Development and Evaluation (GRADE)  
Comparaisons : VR plus CT versus CT; VR versus CT; VR versus No treatment or usual care

N° of studies	Study design	Certainty assessment				N° of patients		Certainty
		Risk of bias	Inconsistency	Indirectness	Imprecision	VR plus CT	CT	
Upper limb activity - Immediately after treatment (follow-up: mean 4 weeks)								
15	RCTs	serious <sup>a</sup>	serious <sup>b</sup>	not serious	not serious	248	231	Low
Upper limb activity - short term follow-up (follow-up: mean 3 months)								
3	RCTs	not serious	serious <sup>b</sup>	not serious	serious <sup>c</sup>	56	53	Low
Upper limb activity (Commercial video games) (follow-up: mean 4 weeks)								
10	RCTs	serious <sup>a</sup>	serious <sup>b</sup>	not serious	serious <sup>c</sup>	174	167	Very low
Upper limb activity (VR system designed for rehabilitation) (follow-up: mean 4 weeks)								
4	RCTs	serious <sup>a</sup>	not serious	not serious	serious <sup>c</sup>	55	48	Low
Upper limb activity (Nintendo Wii) (follow-up: mean 4 weeks)								
6	RCTs	serious <sup>a</sup>	serious <sup>b</sup>	not serious	serious <sup>c</sup>	93	89	Very low
Upper limb activity (Microsoft Kinect Xbox or computer) (follow-up: mean 4 weeks)								
3	RCTs	serious <sup>a</sup>	not serious	not serious	serious <sup>c</sup>	60	58	Low
Upper limb activity (PlayStation) (follow-up: mean 4 weeks)								
1	RCTs	serious <sup>a</sup>	not serious	not serious	serious <sup>c</sup>	21	20	Low
Upper limb activity (VR (non-immersive system designed for rehabilitation) (follow-up: mean 4 weeks)								
2	RCTs	serious <sup>a</sup>	not serious	not serious	serious <sup>b</sup>	27	20	Low
Upper limb activity (VR (immersive system designed for rehabilitation) (follow-up: mean 4 weeks)								
1	RCTs	not serious	not serious	not serious	serious <sup>c</sup>	18	18	Moderate
Upper limb activity (VR (semmi-immersive system designed for rehabilitation) (follow-up: mean 4 weeks)								
1	RCTs	not serious	not serious	not serious	serious <sup>c</sup>	10	10	Moderate
N° of studies	Study design	Risk of bias	Inconsistency	Indirectness	Imprecision	VR	CT	Certainty
Upper limb activity (follow-up: mean 4 weeks)								
5	RCTs	serious <sup>a</sup>	serious <sup>b</sup>	not serious	serious <sup>c</sup>	46	46	Very low
Upper limb activity (Commercial video games) (follow-up: mean 4 weeks)								
2	RCTs	very serious <sup>d</sup>	not serious	not serious	serious <sup>c</sup>	8	8	Very low
Upper limb activity (VR systems designed for rehabilitation) (follow-up: mean 4 weeks)								
2	RCTs	not serious	very serious <sup>e</sup>	not serious	serious <sup>c</sup>	23	23	Low
N° of studies	Study design	Risk of bias	Inconsistency	Indirectness	Imprecision	VR	No treatment	Certainty
Upper limb activity (follow-up: mean 4 weeks)								
2	RCTs	serious <sup>a</sup>	very serious <sup>e</sup>	not serious	serious <sup>c</sup>	67	64	Very low

VR: Virtual reality; CT: Conventional therapy; RCTs: Randomized controlled trials; CI: confidence interval; SMD: standardised mean difference  
a. Downgraded by one level of certainty of the evidence because of high risk of bias in more than 25% of the studies included in the comparison (methodological limitations).  
b. Downgraded by one level of certainty of the evidence because of heterogeneity among trials (I2 equal or more than 50%, equal or less than 90%).  
c. Downgraded by one level of certainty of the evidence because of the total number of participants in this comparison is lower than the Optimal Information Size (> 400).  
d. Downgraded by two levels of certainty of evidence because of high risk of bias in 100% of studies included in the comparison (methodological limitations).  
e. Downgraded two levels of certainty of the evidence because of considerable heterogeneity studies included in the comparison (I2 > 90%).

## 4. Discussion

This systematic review included 22 studies that examined the effectiveness of virtual reality systems on upper limb impairments in children and young adults with cerebral palsy. The meta-analysis showed an effect in favor of virtual reality when it was combined with conventional therapy to improve upper limb activity. However, the certainty of the evidence for this analysis assessed by the GRADE was low due to the high risk of bias and heterogeneity among studies. No differences were found between virtual reality used alone when compared to conventional therapy or no treatment. These two comparisons showed a very low certainty of evidence.

Our findings are consistent with those reported by Fandin and colleagues<sup>28</sup> in 2020 in their meta-analysis that also found an effect of virtual reality when combined with conventional therapy. However, for this analysis, the effect size we found (SMD = 0.65) was less than that obtained by these authors (SMD = 1.06). Chen and colleagues<sup>27</sup> in 2018 also found a large effect (SMD = 0.83), yet they combined in the same meta-analysis the results of thirteen studies in which virtual reality was used alone or added to conventional therapy. This combination of different programs in the same analysis may make it difficult to understand the effects found in this review published in 2018. Our review aimed to perform an update of the existing evidence considering studies that were published after the last search,<sup>49,52,57,64,67</sup> as well as some previously published research<sup>56,60,65,66</sup> that were not included in either of these two previous reviews.<sup>27,28</sup> Nevertheless, even including new studies, we reach a similar conclusion to these two other reviews regarding the need for future research with a low risk of bias, larger sample sizes, and less heterogeneity in study design to increase the strength of evidence in this field.

We identified ten different virtual reality systems employed in the interventions, of which six were designed specifically for rehabilitation and four were commercial video games. It should be noted, however, that 15 studies used commercial video games, compared to only seven that employed specialized systems. Subgroup analysis showed no differences when these two types of systems were compared, either when they were used in combination with conventional therapy or alone. However, both types of systems were effective when used in addition to conventional therapy. The Cochrane review by Laver and colleagues<sup>75</sup> found similar results when comparing the two types of systems of stroke patients.

Although the differences between commercial video games and specialized systems are not demonstrable, some authors<sup>15,16,29</sup> emphasize that devices designed for rehabilitation may be better adapted to the needs of treatments. For example, Demers et al.<sup>16</sup> considered that specialized systems are developed in considering the user's disabilities and present a more adapted game difficulty and target training. Two other reviews<sup>76,77</sup> summarized the recommendations for designing virtual reality systems for rehabilitation and highlighted the importance of collaborative work between virtual reality experts, engineers, and researchers and with end-user engagement, such as clinicians and patients. The main disadvantage of these specialized systems is probably their cost. This is why commercial video games can provide simple, low-cost,<sup>27,78</sup> and motivating solutions thanks to the playfulness and variety of the games.<sup>79,80</sup> These systems can also be more easily employed for home interventions.

We can highlight some limitations in conducting our review. Since we only included randomized controlled trials, there is a risk that several virtual reality systems that are used for rehabilitation but were examined in other types of study designs (e.g., non-randomized, observational, and feasibility studies) could not be identified and included in this review. Moreover, we did not analyze the adverse events (e.g., dizziness, headache, eye fatigue, and motion sickness)<sup>81</sup> of the proposed virtual reality programs. Taking these events into account could help identify the limits to the use of virtual reality.

In addition, we can discuss some limitations of the studies included in our review from a methodological and outcome assessment standpoint. For example, some risks of bias assessed by the PEDro scale could be avoided. In studies examining the effects of technology-based interventions, it is very difficult to blind participants and therapists to the therapy being performed. However, it is possible to blind the assessor, although this was performed in only half of the studies included in this review.<sup>49,51–53,59,61–64,66–68</sup> In addition, few studies used intention-to-treat analysis,<sup>47,51,52,54,61,62,64</sup> and more than half had PEDro scores lowered because concealed allocation was not mentioned or was unclear.<sup>47–49,55–61,65,68</sup> To ensure robustness, future research should consider these risks of bias as well as others assessed by the PEDro scale when designing randomized controlled trials. Regarding the strategies employed to assess the outcomes, all studies performed analyses immediately after the completion of the programs, and only three<sup>51,57,61</sup> followed up on short-term results (up to 3 months after the intervention). It would be important for studies to be interested in the long-term effects of interventions (e.g.,

6 months follow-up or more). Moreover, most studies were interested in assessments related to the activity domain of the International Classification of Functioning, Disability and Health, and few reported results related to the areas of body functions and structures, or participation. Assessments highlighting these last two domains should also be considered in future research to discuss the impact of virtual reality interventions on these aspects.<sup>82</sup>

It should also be noted that only one study used an immersive virtual reality system.<sup>57</sup> Our subgroup analysis does not allow a conclusion to be drawn on the absence of a difference in the comparison between immersive, semi-immersive, and non-immersive systems. Consequently, it appears that more research is needed to examine the benefits of more immersive technologies and their adverse effects.

Our findings also offer some suggestions for clinical practice. Virtual reality systems have proven to be effective when added to conventional therapy. This is consistent with Novak and colleagues<sup>83</sup> who systematically described in 2019 the best evidence for interventions in cerebral palsy, and considered virtual reality technologies as adjunctive therapies that can increase the benefits of rehabilitation. Yet, as the studies in our analysis are heterogeneous in terms of session length, some programs may have been more intense than others in integrating virtual reality. It is to be noted that the amount of practice may be the key element of virtual reality. Indeed, the use of virtual technologies in rehabilitation is based on motor learning elements,<sup>18</sup> and thus can be useful as a tool that integrates the aspects of repetition and intensity into therapy. In addition, other aspects considered challenging for conventional therapy seemed to be employed in some virtual reality systems, such as difficulty adjustment and goal-oriented tasks.<sup>15</sup> Some commercial video games and specialized systems can record performance data at each session, and the more advanced can perform kinematic and muscle strength measurements (e.g., E-Link - Evaluation and Exercise System).<sup>61</sup> Virtual reality can also add the fun factor to the intervention, one of the F-words (i.e., functioning, family, fitness, fun, friends, and future) suggested as a necessary focus in childhood disability,<sup>84</sup> and thus could facilitate the patients' engagement in therapy.

From a practical standpoint, the virtual reality systems analyzed in this review integrate some principles necessary for rehabilitation but differ from each other in terms of the technology and interface employed, type of interaction, variety of games, degree of immersion, and how the

system is designed. At this stage, it is still difficult to determine which system is the most effective for upper limb rehabilitation in children and young adults with cerebral palsy. However, our findings could guide clinicians to identify the characteristics of different virtual reality systems and decide if this is the best tool to include in their rehabilitation programs, depending on the needs, the resources, the intervention environment, or the profile of their patients. In this case, the choice for the system can be made according to the rehabilitation context, the patient's preferences, and the clinician's knowledge. These results are important to health professionals that use evidence-based practice in their decision-making.<sup>85,86</sup>

## REFERENCES

1. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE) Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Dev Med Child Neurol* 2002; 44: 633–640.
2. Graham HK, Rosenbaum P, Paneth N, et al. Cerebral palsy. *Nat Rev Dis Primers* 2016; 2 (15082).
3. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2006; 47(8):571-6
4. Uvebrant P. Hemiplegic cerebral palsy aetiology and outcome. *Acta Paediatr Scand, Suppl* 1988; 345: 1–100.
5. Sakzewski L, Ziviani J, Boyd RN. Efficacy of upper limb therapies for unilateral cerebral palsy: A meta-analysis. *Pediatrics* 2014 ; 133(1):175-204.
6. Sakzewski L, , Boyd R,Ziviani J.. Clinimetric properties of participation measures for 5-to 13-year-old children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol* 2007; 49(3): 232–240.
7. Sakzewski L, Ziviani J, Boyd R. Systematic review and meta-analysis of therapeutic management of upper-limb dysfunction in children with congenital hemiplegia. *Pediatrics* 2009;123(6): 1111-22.
8. Boyd RN, Morris ME, Graham HK. Management of upper limb dysfunction in children with cerebral palsy: a systematic review. *Eur J Neurol* 2001; 8: 150–166.
9. Massetti T, da Silva TD, Crocetta TB, et al. The Clinical Utility of Virtual Reality in Neurorehabilitation: A Systematic Review. *Journal of Central Nervous System Disease* 2018; 10 1179573518813541.
10. Riva G. Applications of Virtual Environments in Medicine. *Methods Inf Med* 2003; 42(5): 524–34.
11. Chang HJ, Ku KH, Park YS, et al. Effects of virtual reality-based rehabilitation on upper extremity function among children with cerebral palsy. *Healthcare (Switzerland)* 2020; 8(4):391.
12. Malick WH, Butt R, Awan WA, et al. Effects of Augmented Reality Intervention on the Range of Motion and Muscle Strength of Upper Extremity in Children with Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy: A Randomized Clinical Trial. *Games Health J* 2022; 11(3): 168–176.
13. Do JH, Yoo EY, Jung MY, et al. The effects of virtual reality-based bilateral arm training on hemiplegic children's upper limb motor skills. *NeuroRehabilitation* 2016; 38(2): 115–127.

14. Chen YP, Lee SY, Howard AM. Effect of virtual reality on upper extremity function in children with cerebral palsy: A meta-analysis. *Pediatric Physical Therapy* 2014; 26(3): 289–300.
15. Maier M, Rubio Ballester B, Duff A, et al. Effect of Specific Over Nonspecific VR-Based Rehabilitation on Poststroke Motor Recovery: A Systematic Meta-analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2019; 33(2): 112–129.
16. Demers M, Fung K, Subramanian SK, et al. Integration of motor learning principles into virtual reality interventions for individuals with cerebral palsy: Systematic review. *JMIR Serious Games* 2021; 9(2): 23822.
17. Levin MF, Demers M. Motor learning in neurological rehabilitation. *Disabil Rehabil* 2021; 43(24): 3445–3453.
18. Levin MF, Weiss PL, Keshner EA, et al. Emergence of Virtual Reality as a Tool for Upper Limb Rehabilitation: Incorporation of Motor Control and Motor Learning Principles. *Phys Ther* 2015; 95(3): 415–425.
19. Kleim JA, Jones TA. Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation After Brain Damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 2008; 51(1): 225–239.
20. Weiss PL, Tirosh E, Fehlings D. Role of virtual reality for cerebral palsy management. *Journal of Child Neurology* 2014; 29(8): 1119–1124.
21. Carras MC, Van Rooij AJ, Spruijt-Metz D, et al. Commercial video games as therapy: A new research agenda to unlock the potential of a global pastime. *Frontiers in Psychiatry* 2018; 8: 300.
22. Bonnechère B, Jansen B, Omelina L, et al. The use of commercial video games in rehabilitation: A systematic review. *International Journal of Rehabilitation Research* 2016; 39(4): 277–290.
23. Shi Y, Peng Q. A VR-based user interface for the upper limb rehabilitation. *Procedia CIRP* 2018; 115–120.
24. Sandlund M, McDonough S, Häger-Ross C. Interactive computer play in rehabilitation of children with sensorimotor disorders: A systematic review. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2009; 51(3): 173–179.
25. Riva G, Galimberti C, Ignazi S, et al. 8 Characteristics of interaction and cooperation in immersive and non-immersive virtual environments. *Towards CyberPsychology: Mind, Cognitions and Society in the Internet Age* Amsterdam, IOS Press 2021 : 129–155.
26. Huygelier H, Mattheus E, Vanden Abeele V, et al. The use of the term virtual reality in post-stroke Rehabilitation: A scoping review and commentary. *Psychol Belg* 2021; 61(1): 145–162.
27. Chen Y, Fanchiang HD, Howard A. Effectiveness of Virtual Reality in Children With Cerebral Palsy: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Phys Ther* 2018 ;98(1):63-77.
28. Fandim JV, Saragiotto BT, Porfírio GJM, et al. Effectiveness of virtual reality in children and young adults with cerebral palsy: a systematic review of randomized controlled trial. *Braz J Phys Ther* 2020; 25(4): 369–386.
29. Rathinam C, Mohan V, Peirson J, et al. Effectiveness of virtual reality in the treatment of hand function in children with cerebral palsy: A systematic review. *Journal of Hand Therapy* 2019; 32(4): 426-434.e1.
30. Johansen T, Strøm V, Simic J, et al. Effectiveness of training with motion-controlled commercial video games for hand and arm function in people with cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2020; 52(1):jrm00012
31. Higgins JPT TJJCMLTPMWV. Higgins JPT, Thomas J, Chandler J, Cumpston M, Li T, Page MJ, Welch VA (editors). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions*. 2019. 2nd Edition. Chichester (UK): John Wiley & Sons.

32. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: Explanation and elaboration. *PLoS Med* 2009; 6(7):e1000100.
33. Rethlefsen ML, Kirtley S, Waffenschmidt S, et al. PRISMA-S: an extension to the PRISMA Statement for Reporting Literature Searches in Systematic Reviews. *Journal of the Medical Library Association JMLA* 2021; 109(2): 174-200
34. Schultheis MT, Rizzo AA. The application of virtual reality technology in rehabilitation. *Rehabilitation Psychology* 2001; 46(3): 296–311.
35. World Health Organization. *International classification of functioning, disability and health : ICF. Geneva, Switzerland: World Health Organization; 2001.*
36. Keshner EA. Virtual reality and physical rehabilitation: A new toy or a new research and rehabilitation tool? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2004 ; 1(1):8
37. Keshner EA, Weiss PT, Geifman D, et al. Tracking the evolution of virtual reality applications to rehabilitation as a field of study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2019; 16(1): 76.
38. Ko J, Woo J-H, Her J-G. The Reliability and Concurrent Validity of the GMFCS for Children with Cerebral Palsy. *J Phys Ther Sci* 2011; 23: 255–258.
39. Eliasson A-C, Rösblad BP, Arner M, et al. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Dev Med Child Neurol* 2006; 48(7): 549–554.
40. Christopher G Maher CSRDHAMMME. Reliability of the PEDro Scale for Rating Quality of Randomized Controlled Trials. *Phys Ther* 2003; 83(8): 713–21.
41. Cashin AG, McAuley JH. Clinimetrics: Physiotherapy Evidence Database (PEDro) Scale. *Journal of Physiotherapy* 2020; 66(1): 59.
42. Guyatt GH, Andrew DO, Gunn E, et al. GRADE: an emerging consensus on rating quality of evidence and strength of recommendations. *BMJ* 2008; 336(7650): 924–926.
43. Broek JL, Akl EA, Alonso-Coello P, et al. Grading quality of evidence and strength of recommendations in clinical practice guidelines: Part 1 of 3. An overview of the GRADE approach and grading quality of evidence about interventions. *Allergy: European Journal of Allergy and Clinical Immunology* 2009; 64(5): 669–677.
44. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* Second Edition. Hillsdale, NJ: Erlbaum 1988.
45. Hozo SP, Djulbegovic B, Hozo I. Estimating the mean and variance from the median, range, and the size of a sample. *BMC Med Res Methodol* 2005; 5:13
46. Higgins JPT, Thompson SG. Quantifying heterogeneity in a meta-analysis. *Stat Med* 2002; 21(11): 1539–1558.
47. Acar G, Polen Altun G, Yurdalan S, et al. Efficacy of neurodevelopmental treatment combined with the Nintendo ® Wii in patients with cerebral palsy. *J Phys Ther Sci* 2016; 28(3): 774–778.
48. Alsaif AA, Alsenany S. Effects of interactive games on motor performance in children with spastic cerebral palsy. *J Phys Ther Sci* 2001; 27(6): 2001–2003.
49. Avcil E, Tarakci D, Arman N, et al. Upper extremity rehabilitation using video games in cerebral palsy: a randomized clinical trial. *Acta Neurol Belg* 2021; 121(4): 1053–1060.
50. Bedair R, Al-Talawy H, Shoukry K, et al. Impact of virtual reality games as an adjunct treatment tool on upper extremity function of spastic hemiplegic children. *Int J Pharmtech Res* 2016; 9(6): 01–08.

51. Chiu HC, Ada L, Lee HM. Upper limb training using Wii Sports Resort™ for children with hemiplegic cerebral palsy: A randomized, single-blind trial. *Clin Rehabil* 2014; 28(10): 1015–1024.
52. Daliri M, Moradi A, Fatorehchy S, et al. Investigating the Effect of Leap Motion on Upper Extremity Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Trial. *Dev Neurorehabil* 2023; 26(4):244-252
53. El-Shamy SM, El-Banna MF. Effect of Wii training on hand function in children with hemiplegic cerebral palsy. *Physiother Theory Pract* 2020; 36(1): 38–44.
54. James S, Ziviani J, Ware RS, et al. Randomized controlled trial of web-based multimodal therapy for unilateral cerebral palsy to improve occupational performance. *Dev Med Child Neurol* 2015; 57(6): 530–538.
55. Jannink MJA, van der Wilden GJ, Navis DW, et al. A low-cost video game applied for training of upper extremity function in children with cerebral palsy: A pilot study. *Cyberpsychology and Behavior* 2008; 11(1): 27–32.
56. Kassee C, Hunt C, Holmes MWR, et al. Home-based Nintendo Wii training to improve upper-limb function in children ages 7 to 12 with spastic hemiplegic cerebral palsy. *J Pediatr Rehabil Med* 2017; 10(2): 145–154.
57. Menekseoglu AK, Capan N, Arman S, et al. The Effect of a Virtual Reality-mediated Gamified Rehabilitation Program on Upper Extremity Functions in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy: A Prospective, Randomized Controlled Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 2023; 102(3): 198–205.
58. Ökmen BM, Aslan MD, Nakipoğlu Yüzer GF, et al. Effect of virtual reality therapy on functional development in children with cerebral palsy: A single-blind, prospective, randomized-controlled study. *Turk J Phys Med Rehabil* 2019; 65(4): 371–378.
59. Reid D, Campbell K. The Use of Virtual Reality with Children with Cerebral Palsy: A Pilot Randomized Trial. *Therapeutic Recreation Journal; Fourth Quarter* 2006; 40(4): 255-268.
60. Ren K, Gong XM, Zhang R, et al. Effects of virtual reality training on limb movement in children with spastic diplegia cerebral palsy. *Chinese Journal of Contemporary Pediatrics* 2016; 18(10): 975–979.
61. Rostami HR, Arastoo AA, Nejad SJ, et al. Effects of modified constraint-induced movement therapy in virtual environment on upper-limb function in children with spastic hemiparetic cerebral palsy: A randomised controlled trial. *NeuroRehabilitation* 2012; 31(4): 357–365.
62. Sahin S, Köse B, Aran OT, et al. The Effects of Virtual Reality on Motor Functions and Daily Life Activities in Unilateral Spastic Cerebral Palsy: A Single-Blind Randomized Controlled Trial. *Games Health J* 2019; 9(1): 45–52.
63. Sajan JE, John JA, Grace P, et al. Wii-based interactive video games as a supplement to conventional therapy for rehabilitation of children with cerebral palsy: A pilot, randomized controlled trial. *Dev Neurorehabil* 2017; 20(6): 361–367.
64. Shih TY, Wang TN, Shieh JY, et al. Comparative effects of kinect-based versus therapist-based constraint-induced movement therapy on motor control and daily motor function in children with unilateral cerebral palsy: a randomized control trial. *J Neuroeng Rehabil* 2023; 20(1):13.
65. Shin J, SonG G, hwanGbo G. Effects of conventional neurological treatment and a virtual reality training program on eye-hand coordination in children with cerebral palsy. *J Phys Ther Sci* 2015; 27(7): 2151–2154.
66. Tarakci E, Arman N, Tarakci D, et al. Leap Motion Controller–based training for upper extremity rehabilitation in children and adolescents with physical disabilities: A randomized controlled trial. *Journal of Hand Therapy* 2019; 33(2): 220-228.e1.

67. Wang TN, Chen YL, Shieh JY, et al. Commercial Exergaming in Home-Based Pediatric Constraint-Induced Therapy: A Randomized Trial. *OTJR (Thorofare NJ)* 2021; 41(2): 90–100.
68. Zoccolillo L, Morelli D, 1 CF, Muzzioli L, et al. Video-game based therapy performed by children with cerebral palsy: a cross-over randomized controlled trial and a cross-sectional quantitative measure of physical activity. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 20015; 51(6): 669–76.
69. Staiano AE, Flynn R. Therapeutic Uses of Active Videogames: A Systematic Review. *Games for Health Journal* 2014; 3(6): 351–365.
70. Zhang Z. Microsoft kinect sensor and its effect. *IEEE Multimedia* 2012; 19(2): 4–10.
71. Rand D, Kizony R, Weiss PTL. The sony playStation II eye toy: Low-cost virtual reality for use in rehabilitation. *Journal of Neurologic Physical Therapy* 2008; 32(4): 155–163.
72. Smeragliuolo AH, Hill NJ, Disla L, et al. Validation of the Leap Motion Controller using marked motion capture technology. *J Biomech* 2016; 49(9): 1742–1750.
73. Aguilera-Rubio Á, Alguacil-Diego IM, Mallo-López A, et al. Use of the Leap Motion Controller® System in the Rehabilitation of the Upper Limb in Stroke. A Systematic Review. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 2022; 31(1):106174.
74. Shahrbanian S, Ma X, Aghaei N, et al. Use of virtual reality (immersive vs. non immersive) for pain management in children and adults: A systematic review of evidence from randomized controlled trials. *Pelagia Research Library European Journal of Experimental Biology* 2012; 2(5): 1408–1422.
75. Laver KE, Lange B, George S, et al. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2017;11(11) :CD008349.
76. Birckhead B, Khalil C, Liu X, et al. Recommendations for methodology of virtual reality clinical trials in health care by an international working group: Iterative study. *JMIR Ment Health* 2019;6(1):e11973.
77. Brassel S, Power E, Campbell A, et al. Recommendations for the design and implementation of virtual reality for acquired brain injury rehabilitation: Systematic review. *Journal of Medical Internet Research* 2021 ;23(7):e26344.
78. Demers M, Martinie O, Winstein C, et al. Active Video Games and Low-Cost Virtual Reality: An Ideal Therapeutic Modality for Children With Physical Disabilities During a Global Pandemic. *Front Neurol* 2020; 11:601898.
79. Harris K, Reid D. The influence of virtual reality play on children’s motivation. *Can J Occup Ther* 2005; 72(1): 21–29.
80. Levac D, Rivard L, Missiuna C. Defining the active ingredients of interactive computer play interventions for children with neuromotor impairments: A scoping review. *Res Dev Disabil* 2012; 33(1): 214–223.
81. Park SH, Lee GC. Full-immersion virtual reality: Adverse effects related to static balance. *Neurosci Letters* 2020; 10;733:134974.
82. Rosenbaum P, Stewart D. The World Health Organization International Classification of Functioning, Disability, and Health: A Model to Guide Clinical Thinking, Practice and Research in the Field of Cerebral Palsy. *Seminars in Pediatric Neurology* 2004; 11(1): 5–10.
83. Novak I, Morgan C, Fahey M, et al. State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic Review of Interventions for Preventing and Treating Children with Cerebral Palsy. *Current Neurology and Neuroscience Reports* 2020 ;20(2):3.
84. Rosenbaum P, Gorter JW. The ‘F-words’ in childhood disability: I swear this is how we should think. *Child Care Health Dev* 2012; 38(4): 457–463.
85. Longo E, de Campos AC, Palisano RJ. Let’s make pediatric physical therapy a true evidence-based field! Can we count on you? *Braz J Phys Ther* 2019; 23(3): 187–188.

86. Novak I, te Velde A, Hines A, et al. Rehabilitation Evidence-Based Decision-Making: The READ Model. *Frontiers in Rehabilitation Sciences* 2021; 2:726410.

**Appendix 1: Searching strategy, using PubMed.**

- #1 cerebral palsy
- #2 hemiplegi\* OR diplegi\* OR quadriplegi\*
- #3 cerebral pals\*
- #4 little disease
- #5 #1 OR #2 OR #3 OR #4
- #6 virtual reality OR VR
- #7 non immersive virtual reality
- #8 immersive virtual reality
- #9 video game\*
- #10 exergame\*
- #11 game\*
- #12 Nintendo OR Wii OR PlayStation OR Xbox OR Kinect OR EyeToy
- #13 active video game\*
- #14 computer play
- #15 serious game\*
- #16 virtual environment
- #17 #6 OR #7 OR #8 OR #9 OR #10 OR #11 OR #12 OR #13 OR #14 OR #15 OR #16
- #18 upper limb
- #19 upper extremity
- #20 arm
- #21 elbow
- #22 hand
- #23 #18 OR #19 OR #20 OR #21 OR #22
- #24 #5 AND #17 AND #23

### **Points clés du chapitre 4 :**

Dans cette revue systématique, nous avons observé un effet de taille moyen en faveur de l'utilisation de la réalité virtuelle en complément de la rééducation conventionnelle en comparaison à la rééducation conventionnelle seule. Cependant, aucune différence significative n'a été constatée entre les études qui ont examiné l'utilisation de la réalité virtuelle seule par rapport à la rééducation conventionnelle, ni entre celles ayant comparé la réalité virtuelle à l'absence de traitement.

Parmi les études incluses dans cette revue, quinze ont utilisé des consoles de jeux vidéo disponibles dans le commerce, tandis que sept ont recouru à des dispositifs spécifiquement développés pour la rééducation. Cependant, l'analyse de sous-groupes n'a révélé aucune différence significative entre les études comparant l'utilisation de ces systèmes en combinaison avec la rééducation conventionnelle par rapport à la rééducation seule. De plus, une analyse similaire a été réalisée pour comparer les deux types de dispositifs lorsqu'ils étaient utilisés seuls, par rapport à la rééducation conventionnelle, mais aucune différence significative n'a été observée.

Parmi les études incluses, dix-huit ont utilisé des technologies de réalité virtuelle non immersives, tandis que trois ont fait appel à des technologies semi-immersives, et une a utilisé un dispositif immersif. Afin de comparer les effets selon le degré d'immersion de la technologie, une analyse en sous-groupes a été effectuée uniquement avec les études utilisant des systèmes spécifiquement développés pour la rééducation, mais celle-ci n'a pas mis en évidence de différence significative entre ces dispositifs.

Tous les dispositifs offraient la possibilité d'un feedback sensoriel, cependant, le feedback visuel et auditif était plus couramment utilisé, tandis que le tactile était moins fréquent. La manière dont les informations relatives aux connaissances de performance et de résultat étaient fournies n'était pas clairement définie.

Il semble que les consoles de jeux vidéo disponibles dans le commerce offrent une plus grande variété de jeux et de tâches par rapport aux dispositifs spécifiquement développés pour la rééducation. Concernant les périphériques de sortie, ils incluent des écrans de télévision, des

projecteurs et des écrans d'ordinateur, bien qu'il convienne de noter qu'une seule étude utilisée un casque de réalité virtuelle.

Les études n'ont pas fourni d'informations précises concernant la progression des niveaux de difficulté ou les adaptations requises aux limitations des participants pour l'utilisation de dispositifs d'entrée tels que les télécommandes et les joysticks.

Plus de la moitié des études présentaient un risque de biais élevé selon l'échelle PEDro, en plus d'avoir des échantillons de petite taille et des résultats hétérogènes. Par conséquent, l'analyse GRADE a révélé un niveau de certitude des preuves identifiées faible ou très faible. Cette constatation indique que, bien que certaines conclusions semblent favorables à l'utilisation de la réalité virtuelle dans la rééducation, la confiance dans ces résultats est limitée, et de nouvelles études sont susceptibles de modifier ces conclusions.

## **Chapitre 5: Conceptualisation et développement d'un dispositif de réalité virtuelle immersive pour la rééducation motrice**

La revue systématique présentée dans le chapitre précédent nous a permis d'identifier que les études actuelles dans le domaine de la rééducation en réalité virtuelle pour les patients atteints de paralysie cérébrale ont principalement porté sur des jeux vidéo disponibles dans le commerce, avec un faible degré d'immersion. Cela démontre l'intérêt de développer et d'évaluer les effets des dispositifs virtuels plus immersifs à visée thérapeutique. Dans le présent chapitre, nous présenterons le processus de conception et de développement d'un dispositif de réalité virtuelle immersive pour la rééducation motrice. Nous détaillerons chaque phase en mettant en avant les décisions et considérations prises en compte afin de créer un outil efficace, attractif et engageant pour la rééducation motrice. Nous présenterons donc les résultats d'une étude réalisée pour évaluer quelles contraintes pouvaient avoir un impact sur la performance d'une des tâches choisie (de poursuite) pour la mobilisation du membre supérieur qu'elle implique. Les résultats de cette étude étaient nécessaires pour déterminer les niveaux de difficulté de la tâche afin de développer notre dispositif. Cette section sera suivie par la description du développement du dispositif virtuel afin de le rendre ludique et attractif pour les utilisateurs finaux. Nous verrons également l'intérêt d'intégrer certains principes d'apprentissage moteur dans le dispositif, afin d'optimiser les résultats de la rééducation motrice. Ce chapitre se conclura par la présentation de la démarche d'expérience utilisateur employée pour tester le dispositif avant la phase d'évaluation clinique.

### **1 Phase 1: Conception du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice**

Dans le cadre de ce projet, nous nous sommes efforcés de suivre les recommandations pour la conception et le développement de dispositifs de réalité virtuelle dédiés à la rééducation, comme présentées dans le chapitre 3 de ce manuscrit (Amengual Alcover et al., 2018; Brassel et al., 2021; Jaume-I-Capó et al., 2014). La première étape de cette démarche de conception visait à constituer une équipe pluridisciplinaire ayant des connaissances et des expertises différentes. Ainsi, différents chercheurs issus des domaines des sciences du mouvement, de l'activité physique, de la rééducation, du handicap et de l'ergonomie ont participé à ce projet. Nous avons établi une étroite collaboration avec la société Open Mind Innovation, ainsi qu'avec un designer

chargé de concevoir l'environnement virtuel afin de le rendre plus ludique et attractif. Enfin, nous avons eu l'occasion de collaborer avec des professionnels des différents centres de rééducation et de réadaptation inclus dans le projet, tels que des médecins, des kinésithérapeutes et des ergothérapeutes.

Pour ce développement, nous avons considéré les caractéristiques spécifiques et les limitations des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale. Ainsi, ces éléments ont été importants pour établir les contre-indications et les critères de sécurité de ce nouvel outil thérapeutique. À ce stade, les symptômes moteurs de la paralysie cérébrale, tels que la diminution de la mobilité, de la force musculaire, des altérations du tonus et du contrôle moteur sélectif, des déficits de coordination motrice et de la coordination œil-main du membre supérieur, ont été pris en compte. De plus, nous avons considéré les troubles les plus fréquemment associés à la paralysie cérébrale, notamment les aspects sensoriels et cognitifs, et plus particulièrement les problèmes visuels et visuo-spatiaux qui pourraient avoir un impact significatif sur l'interaction des utilisateurs avec l'environnement virtuel. Le risque de déclencher des épisodes épileptiques liés à l'utilisation de la réalité virtuelle a également été pris en compte tout au long du processus de développement de notre dispositif. Enfin, les problèmes de cinétose liés aux environnements virtuels immersifs ont également été envisagés.

Les principes de l'apprentissage moteur ont été soigneusement discutés afin de pouvoir les intégrer dans ce développement (Demers et al., 2021; Levac et al., 2012; D. Levac & Sveistrup, 2014; Levin et al., 2015). Il nous a semblé judicieux que les tâches virtuelles soient axées sur des objectifs définis qui facilitent la répétition soutenue des mouvements tout en permettant une gradation progressive de sa complexité. De plus, la capacité de moduler le feedback multisensoriel, a été intégré dans ce dispositif. Le contexte virtuel devait être attractif et ludique, promouvant le désir de jouer et d'explorer l'environnement virtuel en permettant un engagement dans l'intervention proposée. En conséquence, l'utilisation de ce dispositif devait permettre un apprentissage actif des tâches, et favoriser les mouvements du membre supérieur dans différentes directions et selon différentes amplitudes, en sollicitant différents degrés de liberté. De plus, l'environnement virtuel devait explorer les aspects sensorimoteurs tels que la planification motrice et la coordination visuo-motrice grâce au feedback multisensoriel et aux objectifs de la tâche. Nous pensons que ces aspects intégrés dans le dispositif sont susceptibles d'améliorer des aspects liés aux paramètres du mouvement tels que la vitesse, la précision et la

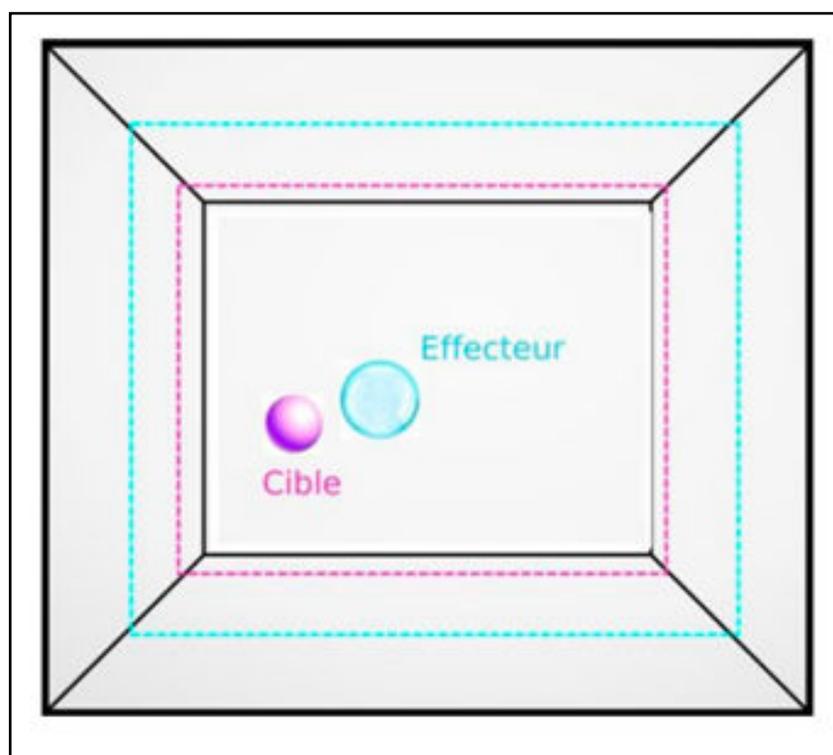
fluidité. Ces aspects semblent conduire à des améliorations au niveau des fonctions du membre supérieur, et les limitations des activités de la vie quotidienne chez les utilisateurs finaux. Le dispositif a donc été conçu pour favoriser le transfert des compétences acquises dans le monde virtuel vers un contexte de vie réel. Enfin, ce nouvel outil virtuel devait également permettre d'évaluer les paramètres cinématiques, spatio-temporels et de qualité du mouvement. Ainsi, le dispositif pourra servir comme un outil d'évaluation et de rééducation.

## **1.1 Caractéristiques du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice**

Cette démarche visait à créer un dispositif spécifiquement destiné à des fins de rééducation, en adoptant une approche ludique par un jeu sérieux, et en utilisant un casque de réalité virtuelle pour le déployer dans un environnement virtuel totalement immersif. Ce travail a porté sur le développement de deux tâches visuo-motrices largement employées dans le domaine des sciences du mouvement, particulièrement en recherche fondamentale : la tâche de poursuite d'objet et la tâche de pointage d'objet.

Ce travail doctoral était basé sur des projets précédents qui ont également intégré la tâche de poursuite dans leur protocole expérimental. Cette tâche a notamment déjà été utilisée dans un environnement bidimensionnel (2D) à l'aide d'un écran ordinateur dans le cadre du travail de thèse en psychologie du développement réalisé par Charline Madelaine, afin d'étudier des altérations perceptivo-motrices chez des enfants nés prématurément (Madelaine, 2019). Dans sa thèse en psychologie du sport, Maroua Mallek a également utilisé la tâche de poursuite en 2D pour étudier le niveau d'expertise des athlètes de tennis (Madelaine, 2019). Ce travail doctoral a évolué vers le développement du dispositif *Immertrack* par la société Open Mind Innovation afin d'utiliser la tâche de poursuite dans un environnement tridimensionnel et immersif. Tous ces travaux de recherche ont été encadrés par le professeur Nicolas Benguigui. Cependant, à notre connaissance, la tâche de poursuite en 3D n'a jamais été employée dans le cadre d'un protocole clinique de rééducation auprès d'enfants et d'adolescents en situation de handicap moteur, tel que la paralysie cérébrale. Cette tâche s'étant révélée intéressante pour mobiliser les processus visuo-moteurs chez des publics variés, nous avons considéré qu'elle pourrait être pertinente pour des enfants et des adolescents présentant des troubles sensori-moteurs.

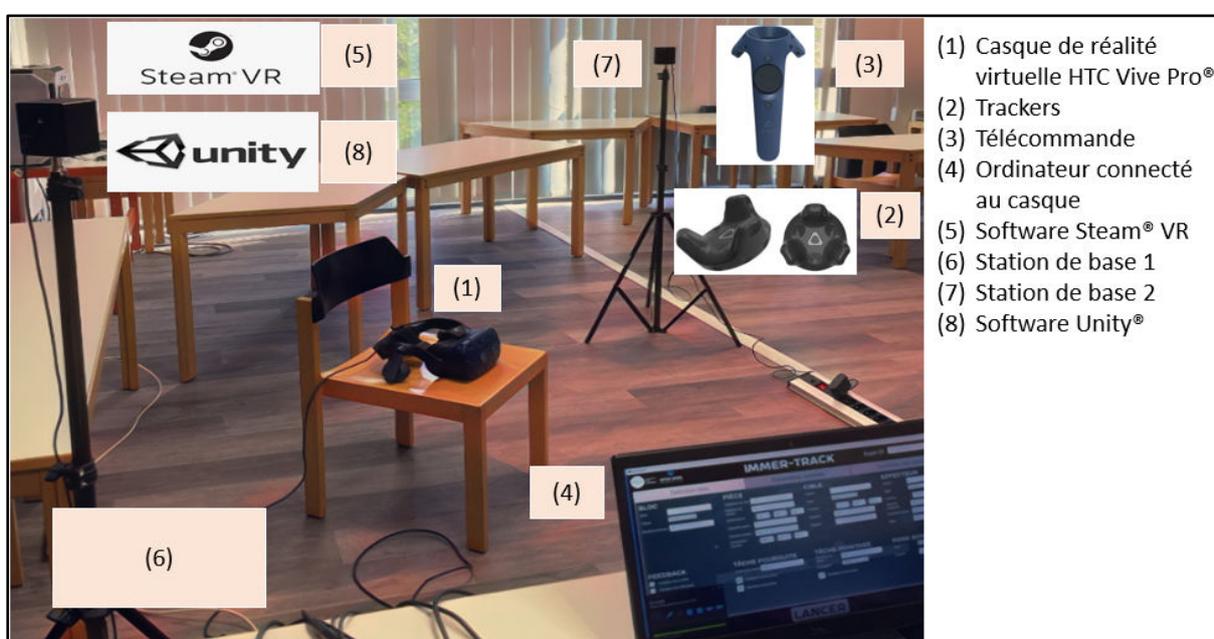
Dans le dispositif *Immertrack*, la tâche de poursuite consistait à déplacer un effecteur dans un espace 3D matérialisé par un cube à l'aide d'un effecteur physique (télécommande), afin de poursuivre une sphère de taille identique (la cible) (Figure 22). La cible se déplace de manière autonome dans ce même espace avec des trajectoires linéaires (vitesse constante) et rebondit sur les parois de l'espace 3D. Le but de la tâche est de déplacer l'effecteur, afin qu'il soit en contact ou se superpose le plus souvent et le plus longtemps possible avec la cible. La tâche de pointage quant à elle consistait à toucher avec l'effecteur différentes cibles stationnaires situées à l'intérieur du cube virtuel.



**Figure 22** : Scène visuelle présentant le cube de poursuite, la cible en rose, l'effecteur en turquoise.

En ce qui concerne les équipements, notre choix s'est porté sur le casque de réalité virtuelle HTC Vive Pro© (2011-2021 HTC Corporation) pour permettre l'interaction avec l'environnement virtuel. Ce casque de réalité virtuelle possède une fréquence de rafraîchissement de 90 Hz, et offre un angle de vue de 110°. Il dispose d'un double écran AMOLED de 3,5 pouces. Sa définition est de 1 440 × 1 600 pixels pour chaque œil, soit 2 880 × 1 800 pixels en tout. Concernant la capture des mouvements, nous avons utilisé des trackers du dispositif HTC Vive Pro© qui peuvent être fixés sur les articulations des membres des utilisateurs, ainsi qu'une télécommande polyvalente permettant également d'interagir avec les objets virtuels. Ces périphériques d'entrée et de sortie permettent de visualiser l'environnement

virtuel affiché sur le casque à partir d'un ordinateur connecté à celui-ci, tout en ayant un contrôle complet sur toutes les fonctionnalités des tâches virtuelles. Pour ce faire, nous avons fait usage de deux logiciels. Le premier est le Steam® VR, qui permet l'utilisation du casque HTC Vive Pro©, ainsi que la reconnaissance des trackers et de la télécommande. Ceci a été rendu possible grâce à des stations de base qui permettent le tracking des mouvements émettant des signaux vers le casque et les contrôleurs pour une interaction fluide. Le second logiciel clé est Unity® qui permet de transposer les données captées par les trackers et la télécommande vers l'environnement virtuel. Grâce à l'Unity®, il est possible de visualiser en temps réel les mouvements de l'utilisateur dans l'environnement virtuel, offrant ainsi une expérience immersive et interactive (Figure 23).



**Figure 23:** Equipements et logiciels employés dans le dispositif de réalité virtuelle

Dans le cadre de ce développement, nous nous sommes d'abord concentrés sur la tâche de poursuite afin d'intégrer au mieux les principes de l'apprentissage moteur. Pour ce faire, nous avons dû tester cette tâche pour en comprendre les avantages et les inconvénients afin de l'adapter à la rééducation motrice. Dès le début de ce projet, nous nous sommes interrogés sur la pertinence de cette tâche pour l'intervention motrice, notamment sur sa capacité à mobiliser le membre supérieur de façon suffisante, de manière à entraîner des bénéfiques pour la rééducation, surtout en ce qui concerne les mouvements similaires à ceux de la vie quotidienne. De plus, nous ne disposons pas de données suffisantes pour évaluer les niveaux de difficulté

de la tâche dans le cadre d'un futur protocole de rééducation. Nous avons ainsi identifié différents facteurs pouvant être manipulés dans cette tâche, tels que la vitesse de déplacement de la cible et l'espace d'interaction. Ces éléments pouvaient permettre de moduler la complexité de la tâche, en la rendant plus facile ou plus difficile pour les utilisateurs finaux. C'est pourquoi nous avons décidé de tester ces facteurs et avons réalisé la deuxième étude de cette thèse, qui est présentée ci-dessous.

## **2 Etude 2 : Impact of task constraints on a 3D visuo-motor tracking task in 2 virtual reality**

**Cette étude a fait l'objet d'un article publié dans une revue indexée sous la référence suivante :** Baillet, H., **Burin-Chu, S.**, Lejeune, L., Le Chénéchal, M., Thouvarecq, R., Benguigui, N., and Leconte, P. (2023). Impact of task constraints on a 3D visuo-motor tracking task in virtual reality. *Frontiers in virtual reality*.

### **Abstract**

**Objective:** The aim of the present study was to evaluate the impact of different task constraints on the participants' adaptation when performing a 3D visuo-motor tracking task in a virtual environment.

**Methods:** Twenty-three voluntary participants were tested with the HTC Vive Pro Eye VR headset in a task that consisted of tracking a virtual target moving in a cube with an effector controlled with the preferential hand. Participants had to perform 120 trials corresponding to three randomized variables (i.e., gain, size, and speed) including four randomized conditions for each variable. The target-effector distance and elbow range of movement were measured.

**Results:** The results showed an increase in the distance to the target when the task constraints were the strongest. In addition, a change in movement kinematics was observed, involving an increase in elbow amplitude as task constraints increased. It also appeared that the depth dimension played a major role in task difficulty and on elbow amplitude and coupling in the tracking task.

**Conclusion:** This research is an essential step towards characterizing interactions with a 3D virtual environment and showing how virtual constraints can facilitate arm's involvement in the depth dimension.

**key words:** 3D virtual environment, target tracking task, constraints, motor control, depth dimension

## 1. Introduction

Recently, many studies have used immersive virtual reality (VR) to analyze perceptual-motor coordination as closely as possible to the real environment (Bideau et al., 2010, 2004; Faure et al., 2020; Ranganathan and Carlton, 2007; Vignais et al., 2009). This strong interest in VR produces the possibility for accurately controlling the information provided by the device, the interactions with the environment and the constraints of the task (e.g., Choi et al., 2021; Vignais et al., 2009). In this context, there is a need for research which characterizes the motor actions that are possible in the virtual environment, and specifically in the depth dimension (Armbrüster et al., 2008; Vienne et al., 2020). To this end, our research team has developed a visuo-motor tracking task to manipulate and evaluate the impact of different virtual constraints on action involvement in the depth dimension. The principle of a tracking task is to move an effector with the aim of keeping it as close as possible to a moving target. This can be done either by interacting with the display screen (with the hand for example) or by using an external device to move an effector in the virtual environment (see Adams, 1961; Poulton, 1957 63 for first use of this task; Yang and Ferris, 2020). This task requires continuous perceptual-motor regulation. This regulation involves prospective control of action based on the exploitation of 65 control laws (defined as the mathematical equation for the circular relation that links information to a motion parameter), consisting in minimizing the gap between current and required behavior (Gibson, 1979; Pacheco et al., 2019; Warren, 2006). It therefore appears that visually and dynamically guided tracking movements can be of great interest in analysis of the perceptual-motor process, as they involve continuous arm mobilization and induce visuo-motor regulation (Pacheco et al., 2019).

By varying the speed of the target, some early studies demonstrated that participants were able to accurately track the movement of the target under various speed conditions (Fine et al., 2014). Similarly, Beppu et al. (1984, 1987) analyzed motor control in ataxic patients (this disease disrupts smooth continuous movement, inducing saccadic patterns) using a visuo-motor tracking movement involving elbow flexion. They were able to extract some parameters for assessing the severity of cerebellar ataxia. Three parameters were found to be helpful for assessing this disease: the initial error (defined as target position at the onset of hand movement, for the first approximation of such a predictive error), the initial peak velocity (as these patients

have difficulty adapting the amplitude of initial peak velocity to the target velocity), and the ratio of the movement arrest period, to estimate the degree of undulation quantitatively.

Furthermore, it should be noted that visuo-motor tracking tasks have mainly been developed in 2D environments (e.g., Buekers et al., 2000; Mallek et al., 2017). The addition of the depth component in visuo-motor tracking tasks is of a great interest for testing the effect of this dimension in real and virtual interactions. Interaction with a 3D space is a key component for examining reaching, grasping, and interaction tasks (Bingham, 2005; Nacéri et al., 2011; Zhu, 2020). To perceive depth, humans rely on two main sources of information: binocular and monocular, which combine directional and depth components. Of these two sources of information, there are many cues, such as occlusion, height in the visual field, relative size, relative density, aerial perspective, binocular disparities, accommodation, convergence, and motion perspective (Cutting, 2021, 1997).

Previous studies have analyzed depth perception in a three-dimensional virtual environment showing differences in reaching performance depending on the quality of the environment, as well as the depth cues available (Gerig et al., 2018; Nacéri et al., 2011; Vienne et al., 2020). Gielen et al. (2009) studied the coordination of eye and hand movements in 3D by measuring binocular eye movements while participants moved their fingers along a curved trajectory. These authors showed shifts between gaze and finger movements with a greater lead time for gaze in the depth direction. They indicated that these timing differences in the depth dimension were compatible with the idea that the control of vergence and saccades is mediated by different neural structures responding to different dynamics (Gielen et al., 2009). More recently, Gerig et al. (2018) studied the effects of depth cues on three-dimensional reaching movements. They showed that the use of a head-mounted display with the addition of stereopsis and motion parallax due to head movements from an aerial and linear perspective, occlusion, shadows, and texture gradients, enabled participants to perform better in a reaching task.

More recently, some authors have used 3D virtual spaces to examine the control characteristics of dominant and non-dominant hands during a circular tracking task with a varied target speed in healthy adults (Choi et al., 2018, 2021; Jo et al., 2020; Park et al., 2020). They showed a decrease in initial peak velocity in both hands (dominant and non-dominant) as target speed increased, and that the dominant hand reached its peak velocity earlier than the non-dominant hand, regardless of target speed. The results concerning velocity-control performances suggest

that the tracking skills of both hands (dominant and non-dominant) were broadly the same, indicating that the task required essential processes related to interactions with the environment.

Very few studies have focused on the effects of gain, which is defined as the transformation of real movement in virtual movement according to scales that characterize each environment. Some authors have manipulated the gain in transformation (translational, rotational or curvature), thus impacting the virtual interaction space on locomotion in healthy participants (Nguyen et al., 2017; Xie et al., 2010; Zhang et al., 2014) or the accuracy of reaching and its impact on manipulation of an object (Wilson et al., 2018). In the latter study, the participant had to walk to a table to pick up a highlighted cube, and then to walk to another table to place the cube in a designated position. Five levels of translational gain were tested (i.e., 1.0x (1-to-1 movement), 1.5x, 1.75x, 2.0x and 3.0x). Results showed a degradation in cube handling accuracy for the highest translation gain. An increase in motion sickness was also reported in this condition. This study suggests that increasing the gain beyond a certain threshold can negatively impact the accuracy and comfort of interactions in virtual environments.

In sum, these studies show that there are many constraints, which can be manipulated in virtual environment, thus influencing positively or negatively motion control. However, no study has clearly measured the effect of different virtual constraints on perceptual-motor coordination in a 3D virtual environment, so there is a clear need for experimental research in this area. Therefore, the overall aim of this study was to provide knowledge about the effects of constraints in a well-identified 3D virtual reality interaction task. These knowledges would be useful for the design of virtual reality devices used in several areas, such as neuromotor rehabilitation of patients suffering from oculomotor coordination disorders.

As a result, the main research question was the following: What is the impact of the different task constraints in a target tracking task performed in a 3D virtual environment? In the present study, we used a visuo-motor tracking task involving a continuous interaction with the virtual environment in the pursuit of a 3D moving target. We chose this task to study participants' 3D-adaptation to different constraints in terms of precision and movement coupling. Based on previous research and the potential need for future experimental application design, we decided to manipulate the speed of the target, the size of the interaction space, and the gain of movement.

Several hypotheses were then put forward:

- (H1) a limited amount of practice should enable participants to adapt their responses to track the target with accuracy (Mallek et al., 2017);
- (H2) manipulating each of these 3 constraints should increase the difficulty level of the task (Choi et al., 2021; Jo et al., 2020; Wilson et al., 2018);
- (H3) the depth dimension should be the main source of difficulty in the tracking task (Gerig et al., 2018; Naceri et al., 2011);
- (H4) target displacement in the depth dimension should specifically involves a coupling of the elbow with corresponding flexion/extension (Gerig et al., 2018; Gielen et al., 2009).

## **2. Material and Methods**

### 2.1. Participants

Twenty-three voluntary participants (12 males and 11 females) with ages ranging from 19 to 60 years ( $32.8 \pm 11.7$  years) were recruited for this study. All participants were novice VR players. None of the participants had a history of physical disability or balance disorders. After an explanation of the purpose of the study, all participants gave written informed consent to participate in the study, which is in accordance with the Declaration of Helsinki.

### 2.2. Task and Experimental conditions

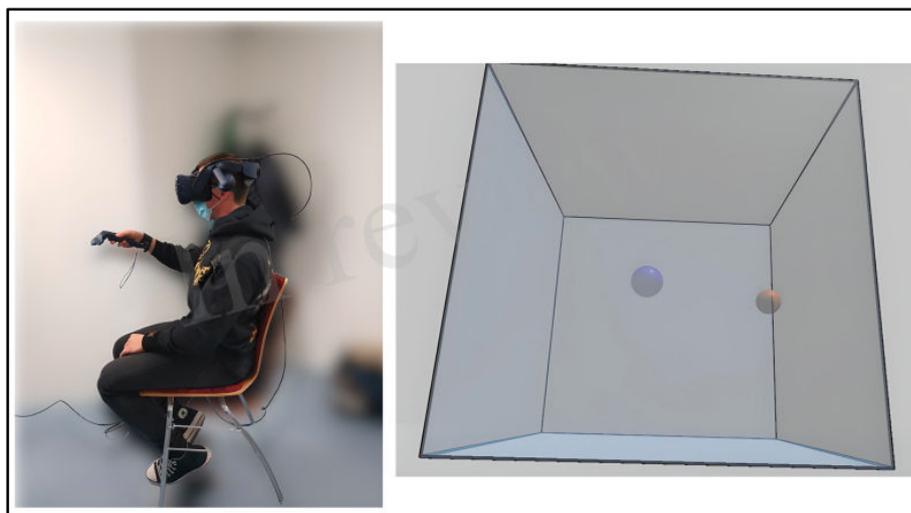
#### *2.2.1. Apparatus*

Participants were seated on a chair, the upper body against the back of the chair (to avoid any movement) and were equipped with the HTC Vive Pro Eye VR headset (HTC 164 Corporation Inc., Xindian, New Taipei, Taiwan, with technology by Valve; screen: Dual AMOLED 3.6'' diagonal; field of view: 110 degrees; resolution: 1440 \* 1600 pixels per eye—2880 \* 1600 pixels combined; refresh rate: 90 Hz; eye relief: interpupillary distance and lens distance adjustment for each participant), with two HTC Vive trackers positioned on the elbow and shoulder and an HTC Vive controller inside the hand of the dominant arm (Fig. 1). The virtual

environment and the task were developed with the Unity game engine (Unity Technologies, San Francisco, US).

### 2.2.2. Task

The instructions given to participants were to track a virtual target moving in a virtual cube by moving a controller with the preferential hand (22 participants used the right hand and 1 the left hand). Both target and effector were translucent spheres measuring 20 cm in diameter, which could interpenetrate. The target could move in any direction with a linear displacement and at constant speed. The target bounced on the cube walls without any deformation or modification of the speed and with a symmetry between the incident and reflected angles. Following the study by Gerig et al. (2018), the sources of information for the depth dimension were stereopsis (a different image for each eye), shadows on the cube surfaces, parallax, the similar size of the target and the effector, and when the objects overlapped.



**Figure 1:** Experimentation set-up. Participants wore an HTC Vive Pro Eye VR headset and had to move the controller (left) to move an effector in the virtual environment to track the target (right).

### 2.2.3. Experimental design

Participants had to perform 120 trials according to three task constraints (i.e., gain, size, and speed), each of them including four randomized conditions. Each condition was composed of ten trials (i.e.,  $3 \times 4 \times 10$ ). The values for each condition were selected after pre-testing to avoid floor or ceiling effects. The Gain variable corresponded to the value that transformed the real movement produced by the participants into the movement of the effector in the virtual environment. Four transformation gains were used: 4.583, 6.111, 9.167 and 18.333. For each

trial, the speed of the target and the size of the cube were 1.7 m/s and 20.8 m<sup>3</sup> (side 2.75 m), respectively.

The Size variable corresponded to the volume of the cube delimiting the space of interaction with the target. Four sizes were used: 1.33 m<sup>3</sup> (side 1.1 m), 10.65 m<sup>3</sup> (side 2.2 m), 35.94 m<sup>3</sup> (side 3.3 m) and 85.18 m<sup>3</sup> (side 4.4 m). For each trial, the speed of the target and the gain were 1.7 m/s and 7.333, respectively. The Speed variable corresponded to the speed of the target. Four speeds were used: 1.4 m/s, 1.6 m/s, 1.8 m/s and 2 m/s. For each trial, the size of the cube and the gain were 20.8 m<sup>3</sup> (side 2.75 m) and 7.333, respectively. After each trial, the mean distance between the effector and the target (centre-to-centre) and the percentage of time during which the effector was in contact with the target were displayed on the screen.

#### 2.2.4. Data processing

The positions of the markers (shoulder, elbow, and remote) were recorded by the HTC Vive system and allowed us to calculate, through the 3D coordinates, the angle of the elbow for each participant. The Vive's tracking technology uses two laser emitters, allowing to calculate the position and orientation of the headset and trackers (see Niehorster et al. (2017)) for more details and validation of the system for experimental procedures). To answer our hypotheses, we selected several variables:

- The percentage of target-effector contact (%), corresponded to the percentage of time during which the effector was in contact with the target (i.e., the distance between the centers of the target and the effector was less than the sum of their two radii) (H1).
- The absolute target-effector distance (in m) was calculated with the following formula () (H1, H2).
- The target-effector distance (in m) was calculated separately on the x, y and z dimensions (horizontal, vertical, depth) (H3).
- The maximal elbow range of movement (in °) corresponded to the difference between the maximal and minimal angles recorded during a trial (H4). These angles were calculated from the two markers placed on the shoulder and elbow, plus the controller.

- Regression analyses ( $R^2$ ) were performed between the position of the target in each dimension (x, y, z) and the angle of the elbow to determine with which dimension of the target motion the elbow movements were most coupled (H4).

### 2.3 Statistical analyses

Statistical analyses were performed using Statistica 14 software (TIBCO Software Inc., Palo Alto, California, United States). In a first stage, and to evaluate adaptation to the tasks, ANOVAs were performed on the 12 blocks of 10 trials without considering the independent variables, which were presented in a randomized order. An ANOVA was conducted on the variables absolute target-effector distance and maximal elbow range of movement, with two-way repeated measures 12(Block) x 10(Trial). Another ANOVA was performed on the variables target-effector distance for each dimension, x, y, z, and the  $R^2$  from regression analyses between the position of the target in each dimension (x, y, z) and the maximal elbow range of movement, with three-way repeated measures: 3(Dimension) x 12(Block) x 10(Trial). This last analysis was performed to determine which dimension of the target's movement mobilized the most the elbow. Moreover, a descriptive analysis was performed on the percentage of target-effector contact variable also to evaluate the adaptation to the task.

In a second stage, an ANOVA was performed separately for each independent variable gain, size and speed for the variables absolute target-effector distance and maximal elbow range of movement with one-way repeated measures corresponding to the 4 conditions for each variable. The trials were not considered a variable after the first stage of analysis. An ANOVA was performed on the  $R^2$  calculated from the regression analyses between the position of the target in the three dimensions of space and the angle of the elbow with two-way repeated measures: 3(Dimension) x 4(Condition).

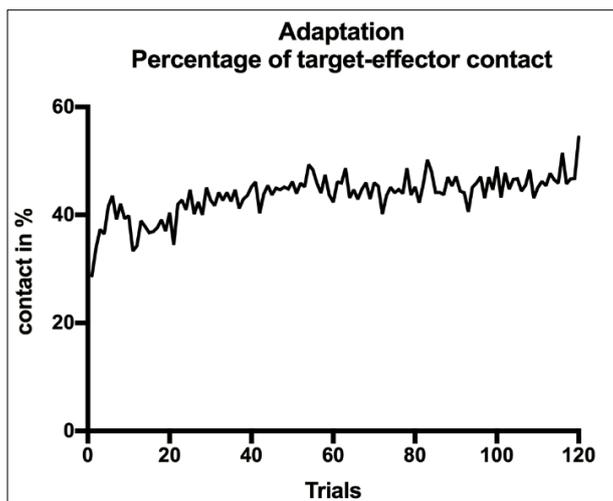
For each analysis, the statistical threshold was established at  $p = 0.05$ . When the Mauchly test for sphericity was significant, the Greenhouse-Geisser correction was applied when epsilon was lower than 0.75, otherwise the Hyun-Feld procedure was used. When a significant main effect or interaction was found, the Bonferroni method was used for post-hoc comparisons.

### 3. Results

#### 3.1. First stage: adaptation to the task

##### 3.1.1. Percentage of target-effector contact

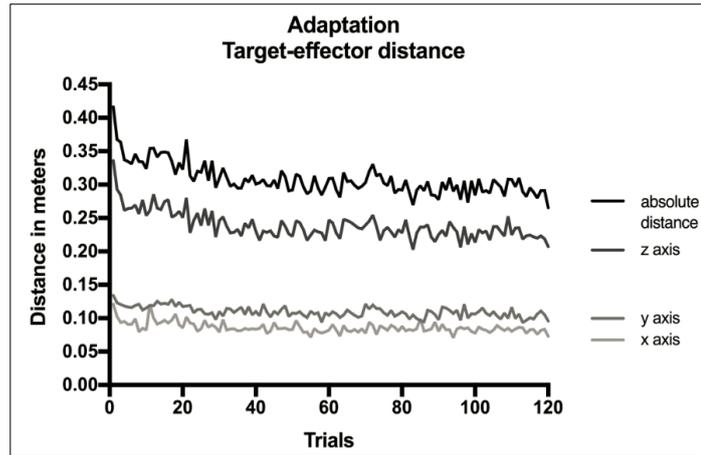
The percentage of target-effector contact (mean) showed that participants started with a target-effector contact score of about 30% and reached about 45% by the end of the 120 trials (Fig. 2).



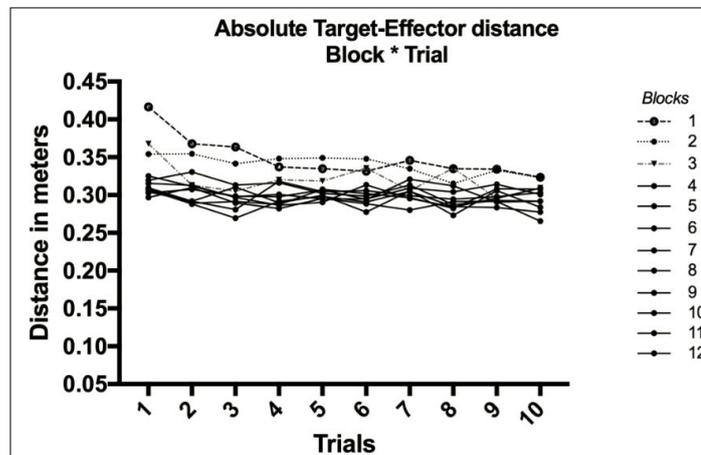
**Figure 2:** Depiction of adaptation to the task for the percentage of target-effector contact.

##### 3.1.2. Absolute target-effector distance

The evolution pattern of the target-effector distance (absolute and in the x, y, and z dimensions) is presented in Fig. 3. 266 The 12(Block) x 10(Trial) ANOVA performed on the absolute target-effector distance 267 showed a significant main effect of Block,  $F(11,242)=6.22$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.22$ ), of Trial,  $F(9,198)=7.44$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.25$ ) and a significant Block \* Trial interaction effect,  $F(99,2178)=1.68$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0,07$ ; Fig. 4).



**Figure 3:** Depiction of adaptation to the task for the target-effector distance (absolute and in the x, y and z dimensions).

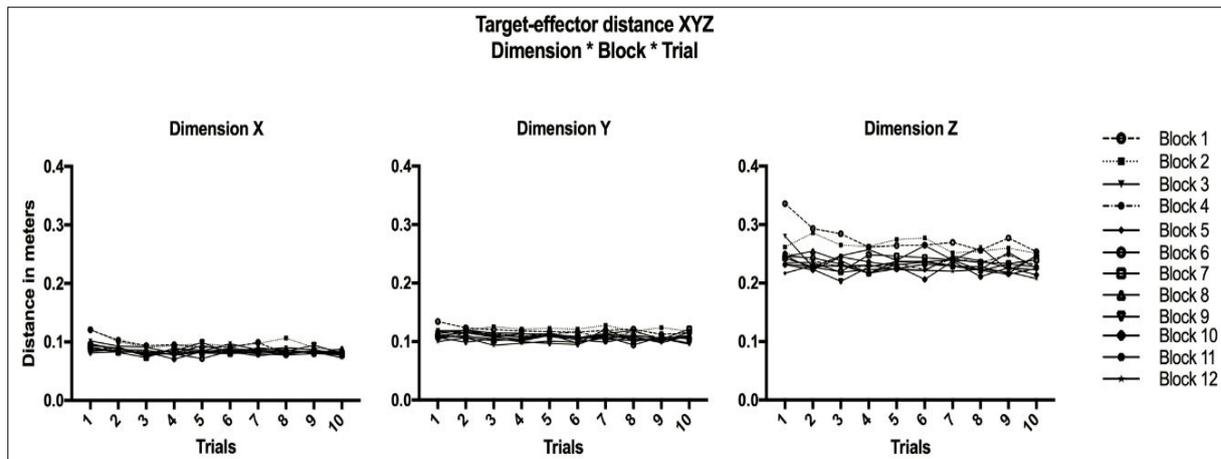


**Figure 4:** Depiction of interaction effects between Block \* Trial for the absolute target-effector distance.

### 3.1.3. Target-effector distance for each dimension (x, y, z)

The 3(Dimension) x 12(Block) x 10(Trial) ANOVA performed on the target-effector 283 distance revealed a significant main effect of the dimension (x, y, z),  $F(2,44)=779.13$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.97$ ) and two interaction effects: Dimension \* Block,  $F(22,484)=4.98$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.19$ ) and Dimension \* Block \* Trial,  $F(198,4356)=1.28$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2 = 0,06$ ; Fig. 5).

The post-hoc tests performed on the Dimension \* Block \* Trial interaction effect showed significantly higher target-effector distance for all trials and all blocks in the z dimension (Fig. 5).



**Figure 5:** Depiction of interaction effect between Dimension \* Block \* Trial for the target-effector distance in x (left panel), y (middle panel) and z (right panel) dimensions.

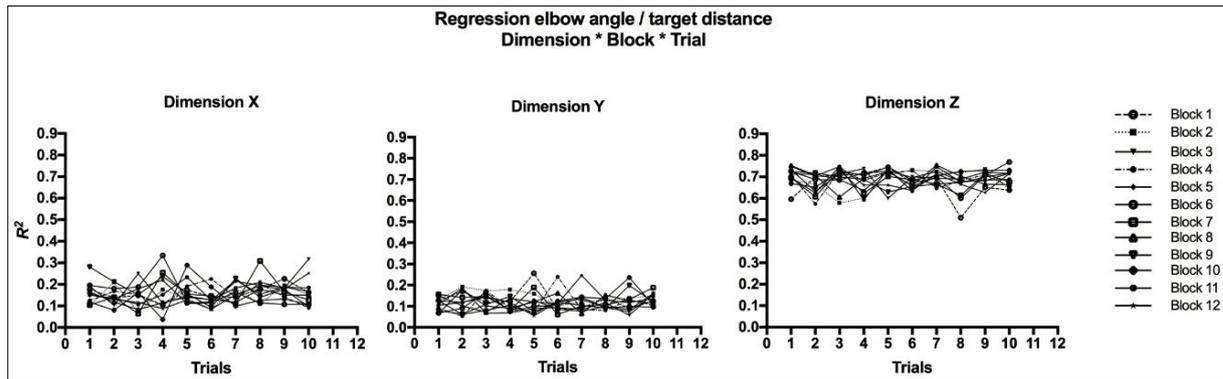
### 3.1.4. Maximal elbow range of movement

The 12(Block) x 10(Trial) ANOVA performed on the maximal elbow range of movement revealed no significant effect and no interaction effect between blocks and trials.

### 3.1.5. Regression analyses between the position of the target in each dimension (x, y, z) and the maximal elbow range of movement

The 3(Dimension) x 12(Block) x 10(Trial) ANOVA on the  $R^2$  obtained from the 301 regression analyses showed a significant main effect of Dimension  $F(2,44)=706.51$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.97$ ) and Block  $F(11,242)=2.74$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.11$ ). This analysis also showed four interaction effects: Dimension \* Block,  $F(22,484)=2.09$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.09$ ); Dimension \* Trial,  $F(18,396)=2.15$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.09$ ); Block \* Trial,  $F(99,2178)=2.13$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.09$ ) and Dimension \* Block \* Trial,  $F(198,4356)=2.38$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.10$ ; Fig. 6).

The Bonferroni *post-hoc* method performed on interaction effects indicated significant differences between blocks and between trials only in the z dimension. However, it is difficult to clearly distinguish the origin of these interactions (Fig. 6). The main result remains the greater  $R^2$  correlation in the z dimension.



**Figure 6** Depictions of interaction effect Dimension \* Block \* Trial for regression between elbow angle and target distance in the x (left panel), y (middle panel) and z (right panel) dimensions.

### 3.2. Second stage: Effects of the variables Gain, Size of the Cube, Speed of the target

As exploratory analyses did not reveal significant effects of Trials at this stage, this factor was not involved in the current analyses. Moreover, the three dimensions x, y, z did not provide more information in relation to the variables Gain, Size of the cube, Speed of the target than the *absolute target-effector distance*. In addition, the issue of the depth was addressed in previous analyses. Consequently, it was also decided to not include these three dimensions of *target-effector distance* in this second stage. Nevertheless, the regression analyses between the position of the target in each dimension (x, y, z) and the maximal elbow range of movement were retained. This was done to provide information about the effect of the variables on the strength of the coupling between the elbow and the three dimensions in the displacement of the target as a function of the conditions of Gain, Size and Speed.

#### 3.2.1. Absolute target-effector distance

##### 3.2.1.1. The effect of Gain

The 4(Condition) ANOVA performed on the absolute target-effector distance revealed a significant main effect of the Gain Condition  $F(3,66)=62.93, p<.001$  ( $\eta^2=0.74$ ) (Fig. 7).

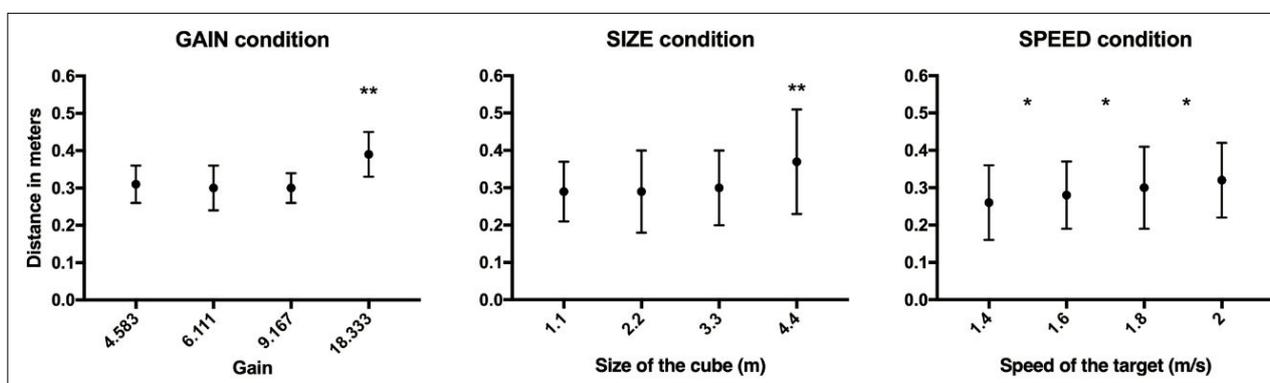
The results of the *post-hoc* tests for the main effect gain condition indicated significantly higher *absolute target-effector distance* in the higher condition of gain compared to the other three (Fig. 7).

### 3.2.1.2. The effect of the Size of the cube

The 4(Condition) ANOVA revealed a significant main effect of the size of the cube, 337  $F(3,66)=51.55$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.70$ ) (Fig. 7). The *post-hoc* tests indicated a higher *absolute target-effector distance* for the larger cube as compared to the other three (Fig. 7).

### 3.2.1.3. The effect of the Speed of the target

The 4(Condition) ANOVA indicated a significant main effect of the speed of the target,  $F(3,66)=66.71$ , *target-effector distance* between each of the four conditions of speed (1.4 m/s  $\pm$  1.6 m/s  $\pm$  1.8 m/s  $\pm$  2 m/s), with an increase of the distance as a function of speed (Fig. 7).



**Figure 7:** Depictions of target-effector distance (means  $\pm$  standard deviation) for each variable and condition: gain (left panel), size (middle panel) and speed (right panel). \*significant differences between all variables, \*\*significant differences of one variable on the others.

## 3.2.2. Maximal elbow range of movement

### 3.2.2.1. The effect of Gain

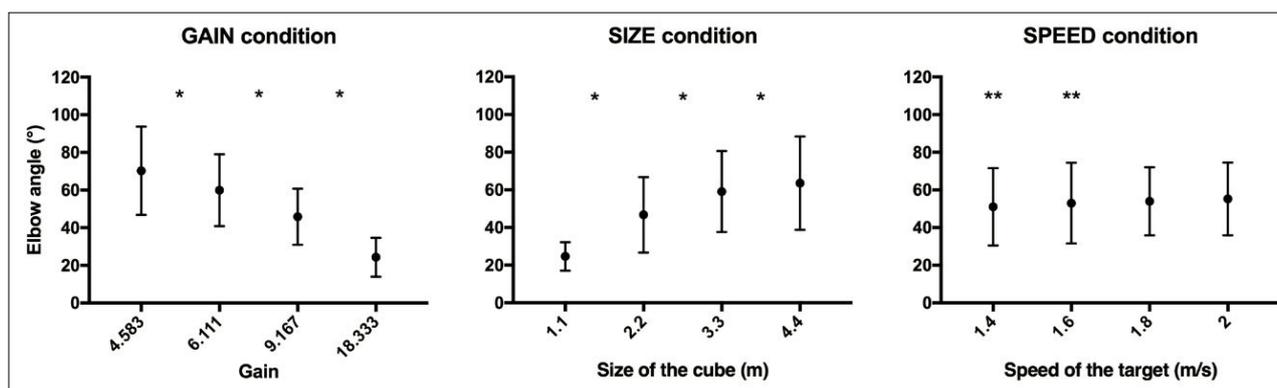
The 4(Condition) ANOVA performed on the *maximal elbow range of movement* revealed a significant main effect of gain,  $F(3,66)=488.04$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.96$ ) (Fig. 8). The *post-hoc* tests indicated a significant decrease in *maximal elbow range of movement* with the increase in gain (gain 1  $\pm$  gain 2  $\pm$  gain 3  $\pm$  gain 4; Fig. 8).

### 3.2.2.2. The effect of the Size of the cube

The 4(Condition) ANOVA analysis indicated a significant main effect of the size of the cube,  $F(3,66)=245.51$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.92$ ) (Fig. 8). The *post-hoc* tests revealed a significant increase in *maximal elbow range of movement* with the increase in the size of the cube (size 1  $\pm$  size 2  $\pm$  size 3  $\pm$  size 4; Fig. 8).

### 3.2.2.3. The effect of the Speed of the target

The 4(Condition) ANOVA revealed a significant main effect of the speed of the target,  $F(3,66)=6.57$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.23$ ) (Fig. 8). The *post-hoc* tests showed that the *maximal elbow range of movement* for the two fastest speeds was significantly larger than the amplitude for the slower speed (Fig. 8).



**Figure 8:** Depictions of maximal elbow range of movement (means  $\pm$  standard deviation) for each variable: gain (left panel), size (middle panel) and speed (right panel). \*significant differences between all variables, \*\*significant differences of one variable on the others.

### 3.2.3. Regression analyses between the position of the target in each dimension (x, y, z) and maximal elbow range of movement

#### 3.2.3.1. The effect of Gain

The 3(Dimension) x 4(Condition) ANOVA performed on the  $R^2$  from the regression 377 analyses of elbow angle and target distance in 3 dimensions indicated a significant main effect 378 of Dimension,  $F(2,44)=771.24$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.97$ ), of the Gain condition,  $F(3,66)=10.93$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.33$ ) and a significant Dimension \* Condition interaction effect,  $F(6,132)=3.29$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.13$ ) (Fig. 9). The *post-hoc* tests performed on the interaction effect indicated significant higher  $R^2$  in the z dimension but a slight decrease in the regression score in the higher gain condition in this dimension (Fig. 9).

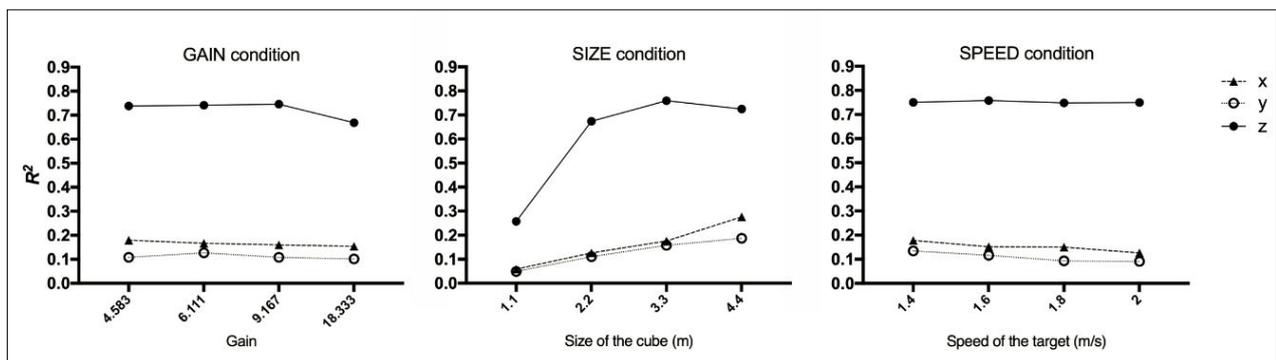
#### 3.2.3.2. The effect of the Size of the cube

The 3(Dimension) x 4(Condition) ANOVA revealed a significant main effect of Dimension x, y and z,  $F(2,44)=595.85$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.96$ ), Size condition,  $F(3,66)=492.59$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.96$ ) and a significant Dimension \* Condition interaction effect,  $F(6,132)=66.89$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.75$ ). (Fig. 9). The *post-hoc* tests performed on the interaction effect indicated significantly higher  $R^2$

in the z dimension but a decrease in the regression score for the smallest cube (condition 1.1) (Fig. 9).

### 3.2.3.3. The effect of Speed

The 3(Dimension) x 4(Condition) ANOVA indicated a significant main effect of Dimension  $F(2,44)=875.24, p<.001 (\eta^2=0.98)$  and the Speed condition,  $F(3,66)=7.33, p<.001 (\eta^2=0.25)$  (Fig. 9). The *post-hoc* tests showed significant differences in  $R^2$  values for each dimension. Moreover, the  $R^2$  values were significantly lower at conditions 1.8 and 2 compared to condition 1.4 m/s (Fig. 9). Similarly, as with the gain and size conditions, the  $R^2$  values were more significant in the z dimension (Fig. 9).



**Figure 9:** Depictions of  $R^2$  values (means) for each dimension and condition, in the gain (left panel), size (middle panel) and speed (right panel) conditions.

## 4. Discussion

The aim of the present study was to evaluate the impact of task constraints (i.e., speed of the target, size of the interaction space, gain of movement) on adaptation to the task, tracking accuracy and the mobilization of the elbow in a 3D virtual target tracking task. We expected that a limited amount of practice enables for participant to adapt to the task (H1). Moreover, we expected performance to decline (e.g., accuracy) when task constraints were greatest (H2). Similarly, we expected the depth dimension to play a major role in the difficulty of the task (H3). Finally, we expected an increase in amplitude and coupling of the elbow with the depth dimension (H4).

### 4.1 Adaptation to the task (H1)

The adaptation to the task was evaluated through 120 trials, and the results indicated that participants adapted quickly with a limited number of trials (Fig. 2, 3, 4). These results suggest that the task was quickly understood by the participants and carried out with better efficiency

obtained with a limited number of trials (increase in percentage of contact and decrease in the distance between target and effector with the plateau reached quickly). This quick adaptation may be due to the clarity of the task goal, the quality of the virtual environment, but also to the feedback that provided quick adaptations (Gajda et al., 2016; van der Kooij et al., 2018). Other analyses showed a greater target-effector distance in depth, confirming the results by Gerig et al. (2018) and revealing that this dimension was the most difficult for the participants. To our knowledge, no study has attempted to examine tracking tasks in a real 3D environment, and we have no direct comparison with tasks in a real environment, even if online regulation in such a task is probably like the regulations required in interceptive actions (e.g., Le Runigo et al., 2005). However, the selected depth cues were like those used in the study of Gerig et al. (2018) based on a virtual reaching task. Moreover, the improved accuracy for reaching a plateau after a small amount of practice, plus the level of errors which was situated around 0.20 and 0.25 m in a space of interaction of several meters both make us confident regarding the representativity and the feasibility of the task.

#### 4.2 Effect of the speed of the target, the size of the interaction space and the transformation gain in movement on the difficulty of the task and elbow mobilization (H2, H4)

The results concerning the effects of task constraints showed that the more difficult the conditions, the greater the absolute distance between target and effector. For each condition of gain, size of the cube and speed of the target, an increase was observed in the absolute target effector distance when task constraints were at their maximum (i.e., in Gain 4: 18.333, in Size 4: 4.4m and in Speed 4: 2m/s) (Fig. 5 and 6). These results are consistent with those obtained by Buekers et al. (2000), who showed better efficiency in the synchronization of movement (arm movement with a light) when constraints were low (movement in the same direction and continuous light). In another study using a 2D tracking task, Mallek et al. (2017) showed decreased accuracy in the most constraining conditions of the tracking, when the target bounced on the side of the interaction space. Therefore, the present results confirm the first hypothesis that increasing the constraints induces a decrease in accuracy in the tracking task. Concerning the control of movement, it was observed that the increase in constraints influenced elbow range-of-motion (Fig. 7). This was particularly clear for the Gain and the Size of the cube variables. The results show that the smaller the gain, the greater the elbow range of-motion. For the larger gain (18.333), very short movements were required and thus very low mobilization of the elbow. This decrease in movement amplitude did not mean that the task was

easier. In this condition, the distance to the target was the highest as pointed out above. Similar results were observed with the size of the cube: there was a progressive increase in elbow mobilization when the size of the cube increased. It is interesting to note that the increase in the speed of the target resulted in a slight increase in elbow involvement. This was probably due to an increase in intensity in the movement produced with the increased speed. These results confirmed our second hypothesis that there is a direct influence of the selected task constraints on elbow amplitude (i.e., an increase in elbow flexions/extensions). These observations are consistent with the work by Van Emmerik & Newell (1990) which showed, in a drawing task, that joint arm kinematics (and the stylus) varied systematically under the effects of constraints. Therefore, in our study, the constraints had an impact on visuo-motor dynamics during the task involving a modification in intra-segment kinematics and range-of-motion movement.

#### 4.3 Effect of the depth dimension on the difficulty of the task and on elbow mobilization (H3, H4)

As presented above, the results clearly indicated that participants showed more difficulties in the depth dimension during the tracking task. It was also in this dimension that the greatest adaptations were observed across the trials and blocks (Fig. 2). The difficulties were probably due to a less accurate perception of the distance between the target and the effector on the z axis. However, as mentioned by Bingham (2005) and Naceri et al. (2011), depth perception is a key element for examining reaching, grasping and interaction tasks. In our design, the sources of information for the depth dimension were stereopsis, shadows, parallax, the similar size of the target and the effector, and the overlapping of these objects (see also Gerig et al. (2018), for similar cues). It was not possible to evaluate the quality of these sources in comparison to real situations or in comparison to other sources of information or other designs or apparatus (Gerig et al., 2018; Raab et al., 2013). A well-known limitation of virtual systems comes from the fact that the image is projected on to a single plane of focus. Maintaining constant vergence and accommodation regardless of the targeted depth (vergence accommodation conflict) induces an impact on how it is perceived and causes visual fatigue (Hoffman et al., 2008; Hoskinson et al., 2004). In this study, we used a typical system for virtual interaction in 3D with the HTC Vive system and the Unity game engine. This system has already been tested in the context of research on perception-motor interaction with conclusive results (e.g., Le Chénéchal & Chatel-Goldman, 2018; Niehorster et al., 2017). However, it does not mean that the system works perfectly, nor that other systems could not provide better information for interacting in the depth

dimension. It is therefore possible that a small portion of the errors in the depth dimension may be related to perceptions rendered inaccurate by the vergence/accommodation conflict inherent in virtual reality headsets. Therefore, as discussed by Brassel et al. (2021), further efforts are required to make virtual environments more realistic, thus improving the performances of participants. The depth dimension played a role in increasing the difficulty of the task, as well as in increasing shoulder mobilization. The  $R^2$  values were seen to be more important in the z dimension, regardless of the task constraints. This shows that the task was clearly achievable in the depth dimension and that this dimension is the basis of the coupling between elbow amplitude and target movement.

## **5. Conclusions and perspective**

Confirming our main hypotheses, the results clearly showed how the manipulation of task constraints (speed of the target, gain, and size of the cube) can make the task more difficult. The visuo-motor tracking task used in this study also confirmed that the dimension of depth is a key element in the interaction with a virtual environment, for which participants were able to quickly improve their accuracy. This resulted in a strong coupling of the elbow flexion/extension with the target displacement in the depth dimension. Even if these hypotheses were straightforward, this research represents an essential step for characterizing our 3D tracking task. These results could be used for instance to implement this task in a rehabilitation program for patients with a wide range of disabilities of the upper limb. Indeed, they offer the possibility for customization (through the precise control of task constraints), progressive mobilization of the arm in different directions and with different amplitudes, involving specific mechanisms, according to the capabilities of each patient with perceptual-motor impairment. These mobilizations could make it possible to solicit degrees of freedom (Bernstein, 1967) that are generally not solicited in patients (or mobilized specifically in athletes) and specific anatomical positions of the upper limb, such as elbow flexion/extension. This could increase the strength of perception-action coupling during this tracking task (Newell, 1996; Warren, 2006) and result in a possible transfer of these acquisitions in everyday activities for patients. These results are relevant for designers and developers of virtual reality devices, as they identify constraints that can difficult the use of virtual reality. On this basis, interesting and relevant studies could be conducted, for instance, in the developing field of virtual reality rehabilitation.

## REFERENCES

1. Adams, J.A., 1961. Human tracking behavior. *Psychol. Bull.* 58, 55–79. <https://doi.org/10.1037/h0041559>
2. Armbrüster, C., Wolter, M., Kuhlen, T., Spijkers, W., Fimm, B., 2008. Depth Perception in Virtual Reality: Distance Estimations in Peri- and Extrapersonal Space. *Cyberpsychol. Behav.* 11, 9–15. <https://doi.org/10.1089/cpb.2007.9935>
3. Beppu, H., Nagaoka, M., Tanaka, R., 1987. Analysis of cerebellar motor disorders by visually-guided elbow tracking movement. 2. Contribution of the visual cues on slow ramp pursuit. *Brain J. Neurol.* 110 ( Pt 1), 1–18. <https://doi.org/10.1093/brain/110.1.1>
4. Beppu, H., Suda, M., Tanaka, R., 1984. Analysis of cerebellar motor disorders by visually guided elbow tracking movement. *Brain J. Neurol.* 107 ( Pt 3), 787–809. <https://doi.org/10.1093/brain/107.3.787>
5. Bernstein, N., 1967. *The Co-ordination and regulation of movements.* Pergamon Press Ltd., Oxford, England.
6. Bideau, B., Kulpa, R., Vignais, N., Brault, S., Multon, F., Craig, C., 2010. Using Virtual Reality to Analyze Sports Performance. *IEEE Comput. Graph. Appl.* 9.
7. Bideau, B., Multon, F., Kulpa, R., Fradet, L., Arnaldi, B., Delamarche, P., 2004. Using virtual reality to analyze links between handball thrower kinematics and goalkeeper's reactions. *Neurosci. Lett.* 372, 119–122. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.09.023>
8. Bingham, G.P., 2005. Calibration of Distance and Size Does Not Calibrate Shape Information: Comparison of Dynamic Monocular and Static and Dynamic Binocular Vision. *Ecol. Psychol.* 17, 55–74. [https://doi.org/10.1207/s15326969eco1702\\_1](https://doi.org/10.1207/s15326969eco1702_1)
9. Brassel, S., Power, E., Campbell, A., Brunner, M., Togher, L., 2021. Recommendations for the Design and Implementation of Virtual Reality for Acquired Brain Injury Rehabilitation: Systematic Review. *J. Med. Internet Res.* 23, e26344. <https://doi.org/10.2196/26344>
10. Buekers, M.J., Bogaerts, H.P., Swinnen, S.P., Helsen, W.F., 2000. The synchronization of human arm movements to external events. *Neurosci. Lett.* 290, 181–184. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(00\)01350-1](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(00)01350-1)
11. Choi, W., Lee, J., Yanagihara, N., Li, L., Kim, J., 2018. Development of a quantitative evaluation system for visuo-motor control in three-dimensional virtual reality space. *Sci. Rep.* 8, 13439. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-31758-y>
12. Choi, W., Yanagihara, N., Li, L., Kim, J., Lee, J., 2021. Visuomotor control of intermittent circular tracking movements with visually guided orbits in 3D VR environment. *PLOS ONE* 16, e0251371. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0251371>
13. Cutting, J.E., 2021. *Movies on Our Minds: The Evolution of Cinematic Engagement.* Oxford University Press.
14. Cutting, J.E., 1997. How the eye measures reality and virtual reality. *Behav. Res. Methods Instrum. Amp Comput.* 29, 27–36. <https://doi.org/10.3758/BF03200563>
15. Dodgson, N.A., 2004. Variation and extrema of human interpupillary distance, in: *Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XI.* Presented at the Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XI, SPIE, pp. 36–46. <https://doi.org/10.1117/12.529999>
16. Faure, C., Limballe, A., Bideau, B., Kulpa, R., 2020. Virtual reality to assess and train team ball sports performance: A scoping review. *J. Sports Sci.* 38, 192–205. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1689807>
17. Fine, J.M., Ward, K.L., Amazeen, E.L., 2014. Manual coordination with intermittent targets: Velocity information for prospective control. *Acta Psychol. (Amst.), Including Special section articles of Temporal Processing Within and Across Senses - Part-2* 149, 24–

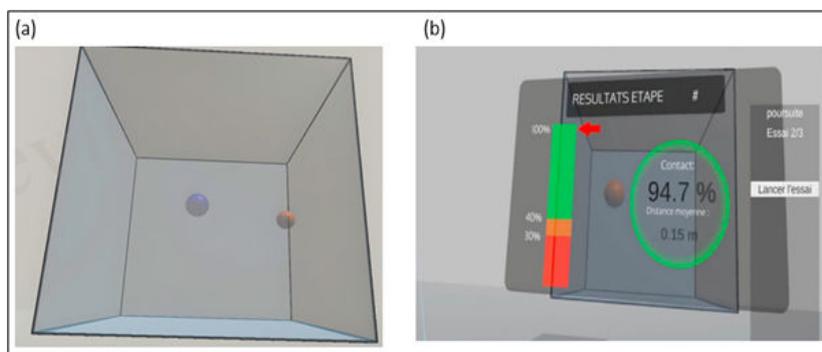
31. <https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2014.02.012>
18. Gajda, K., Sülzenbrück, S., Heuer, H., 2016. Financial incentives enhance adaptation to a sensorimotor transformation. *Exp. Brain Res.* 234, 2859–2868. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4688-3>
19. Gerig, N., Mayo, J., Baur, K., Wittmann, F., Riener, R., Wolf, P., 2018. Missing Depth Cues in Virtual Reality Decrease Performance of Three-Dimensional Reaching Movements, in: Lames, M., Saupe, D., Wiemeyer, J. (Eds.), *Proceedings of the 11th International Symposium on Computer Science in Sport (IACSS 2017), Advances in Intelligent Systems and Computing.* Springer International Publishing, Cham, pp. 113–123. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-67846-7\\_12](https://doi.org/10.1007/978-3-319-67846-7_12)
20. Gibson, J.J., 1979. *The ecological approach to visual perception, The ecological approach to visual perception.* Houghton, Mifflin and Company, Boston, MA, US.
21. Gielen, C.C.A.M., Dijkstra, T.M.H., Roozen, I.J., Welten, J., 2009. Coordination of gaze and hand movements for tracking and tracing in 3D. *Cortex* 45, 340–355. <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2008.02.009>
22. Hoffman, D.M., Girshick, A.R., Akeley, K., Banks, M.S., 2008. Vergence–accommodation conflicts hinder visual performance and cause visual fatigue. *J. Vis.* 8, 33.1–3330. <https://doi.org/10.1167/8.3.33>
23. Hoskinson, R., Akai, C., Fisher, B., Dill, J., Po, B., 2004. Causes of depth perception errors in stereo displays, in: *Proceedings of the 1st Symposium on Applied Perception in Graphics and Visualization - APGV '04.* Presented at the the 1st Symposium, ACM Press, Los Angeles, California, p. 164. <https://doi.org/10.1145/1012551.1012586>
24. Jo, H., Choi, W., Lee, G., Park, W., Kim, J., 2020. Analysis of Visuo Motor Control between Dominant Hand and Non-Dominant Hand for Effective Human-Robot Collaboration. *Sensors* 20, 6368. <https://doi.org/10.3390/s20216368>
25. Le Chénéchal, M., Chatel-Goldman, J., 2018. HTC Vive Pro time performance benchmark for scientific research, in: *ICAT-EGVE 2018.* Limassol, Cyprus.
26. Le Runigo, C., Benguigui, N., Bardy, B.G., 2005. Perception–action coupling and expertise in interceptive actions. *Hum. Mov. Sci., Motor control and learning: A contribution from the European School of Sports Science* 24, 429–445. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.06.008>
27. Mallek, M., Benguigui, N., Dicks, M., Thouwarecq, R., 2017. Sport expertise in perception-action coupling revealed in a visuomotor tracking task. *Eur. J. Sport Sci.* 17, 1270–1278. <https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1375014>
28. Naceri, A., Chellali, R., Hoinville, T., 2011. Depth Perception Within Peripersonal Space Using Head-Mounted Display. *Presence Teleoperators Virtual Environ.* 20, 254–272. [https://doi.org/10.1162/PRES\\_a\\_00048](https://doi.org/10.1162/PRES_a_00048)
29. Newell, K.M., 1996. *Change in Movement and Skill: Learning, Retention, and Transfer, in: Dexterity and Its Development.* Psychology Press, Hove, England, p. 393.
30. Nguyen, A., Cervellati, F., Kunz, A., 2017. Gain compensation in redirected walking, in: *Proceedings of the 23rd ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology.* Presented at the VRST '17: 23rd ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology, ACM, Gothenburg Sweden, pp. 1–4. <https://doi.org/10.1145/3139131.3139167>
31. Niehorster, D.C., Li, L., Lappe, M., 2017. The Accuracy and Precision of Position and Orientation Tracking in the HTC Vive Virtual Reality System for Scientific Research. - *Percept.* 8, 2041669517708205. <https://doi.org/10.1177/2041669517708205>
32. Pacheco, M.M., Lafe, C.W., Newell, K.M., 2019. Search Strategies in the Perceptual-Motor Workspace and the Acquisition of Coordination, Control, and Skill. *Front. Psychol.* 10.

33. Park, W., Choi, W., Jo, H., Lee, G., Kim, J., 2020. Analysis of Control Characteristics between Dominant and Non-Dominant Hands by Transient Responses of Circular Tracking Movements in 3D Virtual Reality Space. *Sensors* 20, 3477. <https://doi.org/10.3390/s20123477>
34. Poulton, E.C., 1957. On the stimulus and response in pursuit tracking. *J. Exp. Psychol.* 53, 189–194. <https://doi.org/10.1037/h0043798>
35. Raab, M., de Oliveira, R.F., Schorer, J., Hegele, M., 2013. Adaptation of motor control strategies to environmental cues in a pursuit-tracking task. *Exp. Brain Res.* 228, 155–160. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3546-9>
36. Ranganathan, R., Carlton, L.G., 2007. Perception–Action Coupling and Anticipatory Performance in Baseball Batting.
37. van der Kooij, K., Wijdenes, L.O., Rigterink, T., Overvliet, K.E., Smeets, J.B.J., 2018. Reward abundance interferes with error-based learning in a visuomotor adaptation task. *PLOS ONE* 13, e0193002. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193002>
38. Van Emmerik, R.E.A., Newell, K.M., 1990. The influence of task and organismic constraints on intralimb and pen-point kinematics in a drawing task. *Acta Psychol. (Amst.)* 73, 171–190. [https://doi.org/10.1016/0001-6918\(90\)90078-T](https://doi.org/10.1016/0001-6918(90)90078-T)
39. Vienne, C., Masfrand, S., Bourdin, C., Vercher, J.-L., 2020. Depth Perception in Virtual Reality Systems: Effect of Screen Distance, Environment Richness and Display Factors. *IEEE Access* 8, 29099–29110. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2972122>
40. Vignais, N., Bideau, B., Craig, C., Brault, S., Multon, F., Kulpa, R., 2009. Virtual Environments for Sport Analysis: Perception-Action Coupling in Handball Goalkeeping. *Int. J. Virtual Real.* 8, 43–48. <https://doi.org/10.20870/IJVR.2009.8.4.2748>
41. Warren, W.H., 2006. The dynamics of perception and action. *Psychol. Rev.* 113, 358–389. <https://doi.org/10.1037/0033-295X.113.2.358>
42. Wilson, G., McGill, M., Jamieson, M., Williamson, J.R., Brewster, S.A., 2018. Object Manipulation in Virtual Reality Under Increasing Levels of Translational Gain, in: *Proceedings of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. Presented at the CHI '18: CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, ACM, Montreal QC Canada, pp. 1–13. <https://doi.org/10.1145/3173574.3173673>
43. Xie, X., Lin, Q., Wu, H., Narasimham, G., McNamara, T.P., Rieser, J., Bodenheimer, B., 2010. A system for exploring large virtual environments that combines scaled translational gain and interventions, in: *Proceedings of the 7th Symposium on Applied Perception in Graphics and Visualization - APGV '10*. Presented at the the 7th Symposium, ACM Press, Los Angeles, California, p. 65. <https://doi.org/10.1145/1836248.1836260>
44. Yang, S., Ferris, T.K., 2020. Supporting Multitracking Performance With Novel Visual, Auditory, and Tactile Displays. *IEEE Trans. Hum.-Mach. Syst.* 50, 79–88. <https://doi.org/10.1109/THMS.2019.2947580>
45. Zhang, R., Li, B., Kuhl, S.A., 2014. Human sensitivity to dynamic translational gains in head-mounted displays, in: *Proceedings of the 2nd ACM Symposium on Spatial User Interaction, SUI '14*. Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, pp. 62–65. <https://doi.org/10.1145/2659766.2659783>
46. Zhu, H., 2020. Depth perception in virtual peripersonal space: An investigation of motion parallax on perception- VS action-estimations.

### 3 Phase 2 : Développement de l'environnement virtuel et des fonctionnalités du dispositif en vue d'un protocole de rééducation motrice à destination d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale

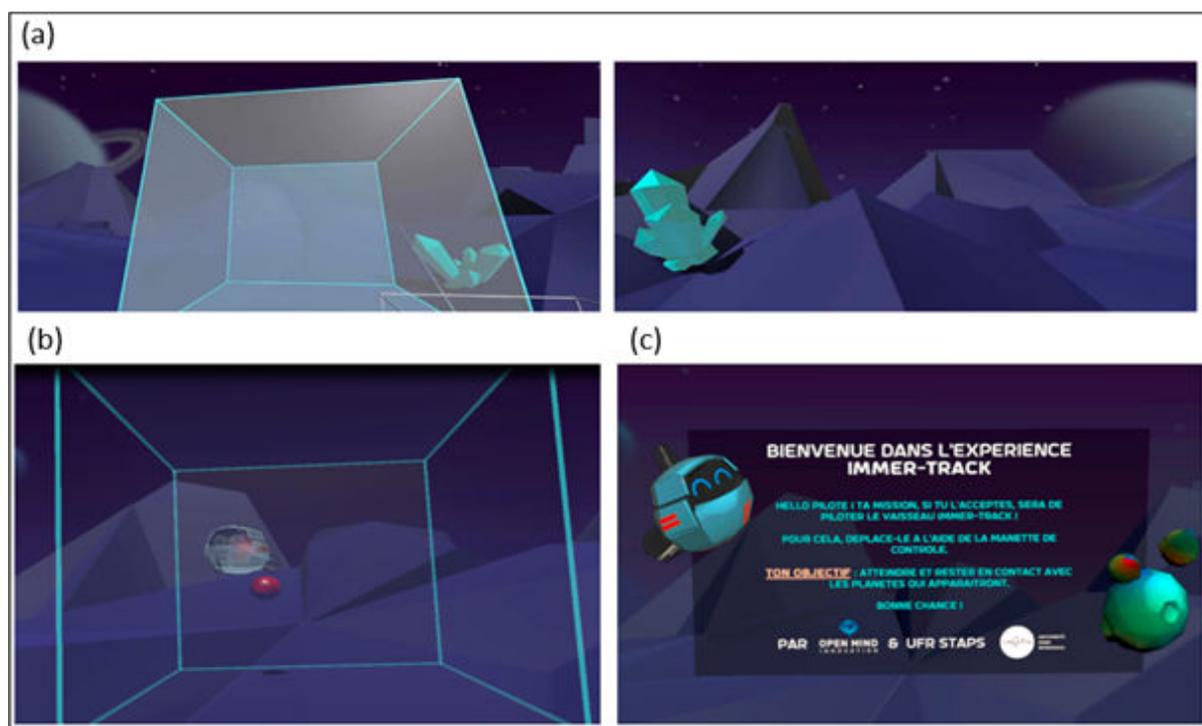
L'étude présentée en amont a montré que la tâche de poursuite utilisée dans un environnement virtuel immersif était capable de mobiliser le coude pour solliciter différents degrés de liberté, notamment en raison de la profondeur induite par l'environnement virtuel. Ces éléments de mobilisation en 3D du coude sont plus conformes à celles qui sont réalisées dans le contexte réel et semblent, en effet, être nécessaires au processus de rééducation motrice. De plus, cette étude a révélé que la performance des participants lors de l'exécution de la tâche était affectée par diverses contraintes, telles que la perception de la profondeur, du gain, de la taille du cube virtuel et de la vitesse de la cible. Ces aspects peuvent être incorporés dans les interventions motrices pour augmenter la difficulté de la tâche, élément essentiel pour l'apprentissage moteur (Guadagnoll & Lee, 2004) et pour susciter la motivation dans le processus de rééducation (Majnemer & Heidi Schambraa, 2011). À la suite de ces résultats, nous avons entamé le développement d'une nouvelle version du dispositif *Immetrack*, afin de le rendre plus ludique et adapté au processus de rééducation motrice.

Dans sa configuration initiale, le dispositif *Immertrack* comprenait un cube gris et deux cibles sphériques, l'une orange et l'autre violette. Cette version plus rudimentaire du logiciel présentait quelques restrictions, notamment le manque d'attractivité de l'environnement virtuel (Figure 24). Nous nous sommes également demandé si le feedback fourni dans ce dispositif était facilement perçu par les utilisateurs finaux et s'il était en mesure de favoriser l'apprentissage des tâches.



**Figure 24** : Première version du dispositif Immertrack. (a) cube avec l'effecteur (balle violette) et la cible (balle orange). (b) Feedback fourni à la fin d'un bloc d'essais montrant le pourcentage de contact entre l'effecteur et la cible et la barre de jugement.

C'est dans ce contexte que nous avons entamé un travail collaboratif entre l'équipe scientifique du projet RV-REEDUC, un ingénieur spécialisé en réalité virtuelle, et un designer, dans le but de réguler les limitations du dispositif de base. Pour ce faire, nous avons élaboré un cahier des charges détaillé, servant de base à cette démarche collaborative. Dans cette optique, nous avons entrepris un processus de gamification de l'environnement virtuel, apportant ainsi une interface entièrement renouvelée et plus attractive au dispositif *Immertrack* (Figure 25 (a)). Dans ce cadre, l'effecteur de la première version du dispositif, symbolisé par une sphère violette, a été substitué par un avatar en forme de vaisseau spatial, tandis que la cible orange a été transformée en une planète (Figure 25 (b ; c)). Ces modifications ont permis d'intégrer des éléments ludiques dans les tâches visuo-manuelles développées. Concernant la tâche de pointage, deux variantes distinctes ont été mises au point. Le tableau 2 présente les nouvelles versions de ces trois tâches visuo-manuelles virtuelles.

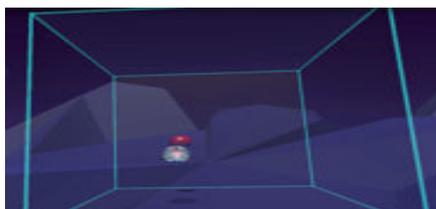


**Figure 25 :** Deuxième version du dispositif Immertrack. (a) environnement virtuel ; (b) effecteur représenté par un vaisseau spatial et cible représentée par une planète ; (c) écran d'accueil expliquant les instructions de base pour la tâche et la procédure.

**Tableau 2 :** Tâches visuo-manuelles du dispositif Immertrack 2

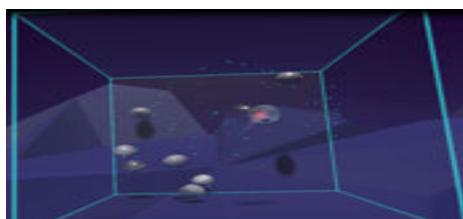
---

<b>Tâche de poursuite</b>	L'objectif de cette tâche est de poursuivre, avec le vaisseau, la planète qui se déplace dans le cube virtuel. Le temps que le vaisseau reste au-dessus de la planète correspond au pourcentage de contact et donc au taux de réussite de la tâche. La difficulté de la tâche réside dans la vitesse de déplacement de la planète et la taille du cube, qui augmente au fur et à mesure que l'utilisateur progresse dans les séances de rééducation.
---------------------------	--



---

<b>Tâche de pointage 1</b>	La première tâche de pointage consiste en l'apparition simultanée de plusieurs planètes, dispersées dans différentes parties du cube, que l'utilisateur doit faire exploser avec le vaisseau spatial le plus rapidement possible. Le temps mis pour faire exploser toutes les planètes est affiché à la fin de chaque essai et le succès de la tâche réside dans la réduction du temps nécessaire à son accomplissement au fur et à mesure que l'utilisateur progresse dans les séances de rééducation. La taille du cube peut être augmentée, ce qui rendra la tâche plus difficile, car les planètes seront plus éloignées les unes des autres, ce qui demandera des mouvements plus importants d'extension et de flexion du membre supérieur.
----------------------------	--



---

<b>Tâche de pointage 2</b>	La seconde tâche de pointage consiste également à faire exploser des planètes avec le vaisseau le plus rapidement possible, mais dans ce cas, les planètes apparaissent lorsqu'une planète est explosée, une autre apparaît dans une autre zone du cube.
----------------------------	--



### 3.1 Le feedback multisensoriel

Comme nous l'avons abordé dans les chapitres 2 et 3 de ce manuscrit, les éléments de feedback sont importants pour l'apprentissage moteur d'une nouvelle habileté. Dans ce cadre, nous avons développé des éléments concernant la connaissance des résultats, en permettant aux utilisateurs de recevoir un feedback visuel à la fin de chaque essai ainsi qu'après chaque bloc d'essais. Pour la connaissance des performances, des informations visuelles, auditives et tactiles pouvaient être fournies pendant l'exécution de la tâche.

- *Connaissance du résultat (à la fin de chaque essai)*

La mise en place du dispositif permet d'obtenir le résultat à la fin de chaque essai. Dans cette nouvelle version, le résultat principal était le pourcentage de temps où l'effecteur était en contact avec la cible, mais avec une jauge visuelle adaptée pour faciliter sa compréhension. De plus, il était indiqué, en centimètres, la distance moyenne au cours de l'essai entre l'effecteur (vaisseau) et la cible (planète). L'investigateur ou le praticien pouvait utiliser ou non cette fonction, de sorte que le feedback pouvait être utilisé en fonction de l'objectif de l'intervention (Figure 26).



**Figure 26:** Feedback visuel relatif à la connaissance de résultat fournie à la fin de chaque essai de la tâche de poursuite.

- *Connaissance du résultat (à la fin de chaque bloc d'essais)*

À la fin de chaque bloc d'essais, l'utilisateur pouvait percevoir la moyenne de sa performance pour un nombre déterminé d'essais. Ce résultat pouvait également être fourni sous deux formes, le taux de réussite en pourcentage et le nombre de fusées obtenues (de 1 à 5). De plus, il était

affiché une phrase relative à cette performance qui pouvait être « Excellent ! » pour les scores supérieurs à 70 % de temps de contact avec la cible ; « Super ! » pour les scores compris entre 50 et 70 % ; « Bien ! » pour les scores compris entre 30 et 50 % ; « Pas mal ! » pour les scores entre 10 et 30 % et « Tu feras mieux la prochaine fois ! » pour les scores inférieurs à 10 %. En outre, l'utilisateur pouvait percevoir une moyenne de la distance de l'effecteur par rapport à la cible, exprimée en centimètres (Figure 27). Cette diversité d'informations sur le résultat d'un bloc d'essais a été établie pour l'adapter à l'âge du participant, et la rendre accessible pour les plus jeunes. De plus, cette façon de présenter les résultats avait pour but de motiver les patients à continuer à progresser dans la séance de rééducation.



**Figure 27 :** Feedback visuel relatif à la connaissance de résultat fournie à la fin d'un bloc d'essais de la tâche de poursuite.

- *Connaissance du résultat de la tâche de pointage*

À la fin de chaque essai de la tâche de pointage, l'utilisateur pouvait percevoir des informations concernant le temps qu'il avait mis en secondes, pour faire exploser (pointer) toutes les planètes à l'aide du vaisseau (Figure 28).

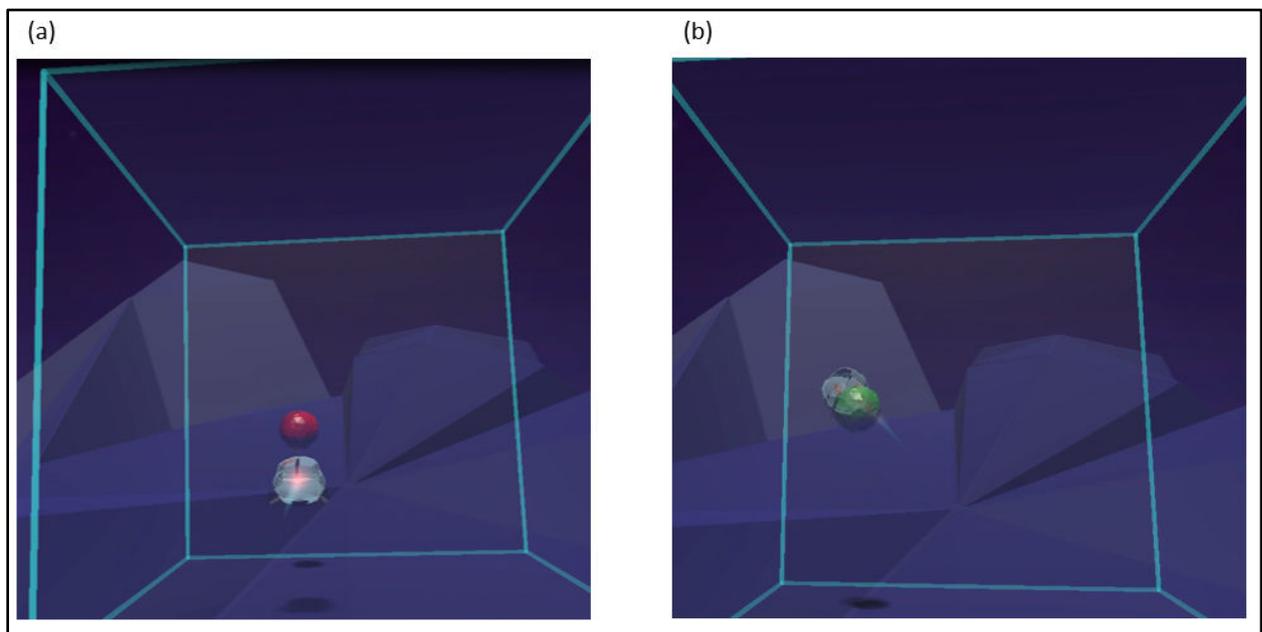
-



**Figure 28 :** Feedback visuel relatif à la connaissance de résultat fournie à la fin d'un d'essai de la tâche de pointage.

- *Connaissance de la performance (feedback fourni lorsque l'effecteur est en contact avec la cible)*

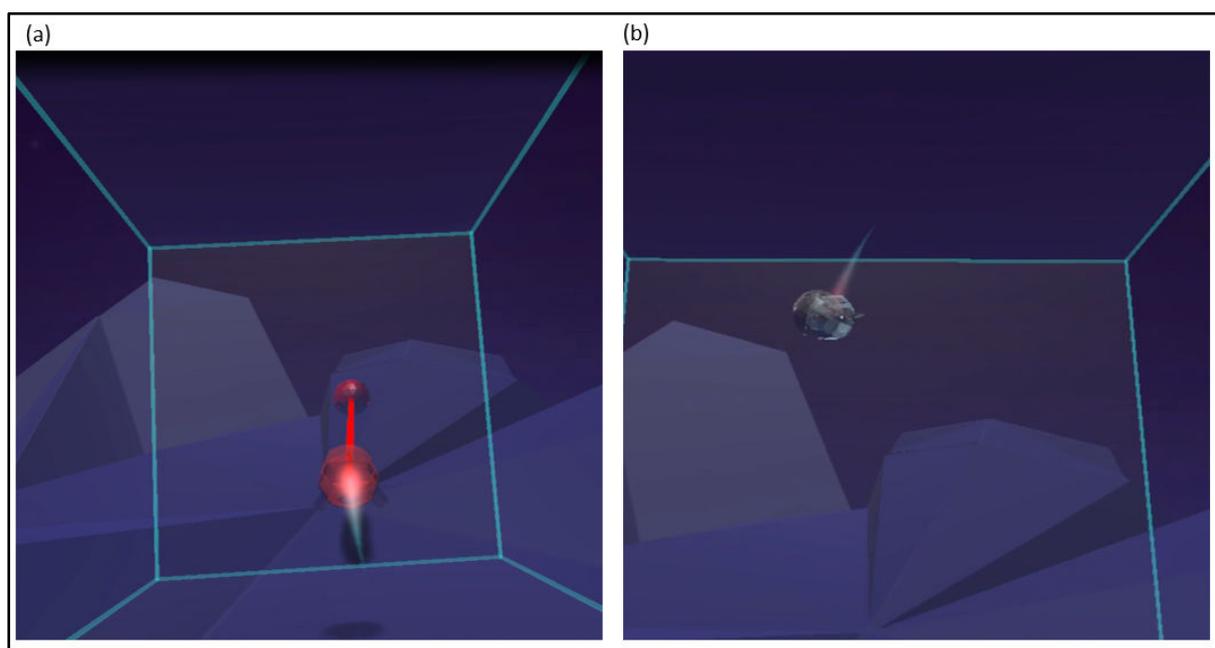
L'utilisateur pouvait recevoir un feedback lorsqu'il était en contact avec la cible représenté par le changement de couleur de la planète (cible), qui devenait verte. En l'absence de ce contact, la planète restait affichée en rouge (Figure 29).



**Figure 29 :** Feedback visuel relatif à la connaissance de la performance : (a) planète en rouge lorsque le vaisseau n'est pas en contact avec la planète ; (b) en vert lorsque le vaisseau est en contact avec la planète.

- *Connaissance de la performance (autres types de de feedback sensoriel)*

L'investigateur ou le praticien pouvait fournir un feedback où l'utilisateur visualisait une ligne rouge qui liait l'effecteur à la cible en indiquant à quel point le vaisseau était proche de la planète (Figure 30 (a)). De plus, un feedback tactile ou auditif pouvait être fourni au participant : la télécommande utilisée pouvait vibrer ou un son pouvait être émis lorsque l'effecteur était en contact avec la cible.



**Figure 30 :** Feedback visuel relatif à la connaissance de de la performance fournie durant l'exécution de la tâche de poursuite. (a) dispose d'une ligne qui relie l'effecteur à la cible ; (b) absence du feedback.

### 3.2 Définition des niveaux de difficulté de la tâche

Les résultats de la deuxième étude ont confirmé notre hypothèse selon laquelle les contraintes de la tâche pouvaient avoir un impact sur la performance des participants. L'intégration de ces aspects au développement du dispositif de rééducation pourrait inciter les patients à travailler sur la résolution de problème, ce qui pourrait être intéressant pour l'apprentissage de la tâche. En accord avec Amengual Alcover et al. (2018) et Burke et al. (2009), ces éléments semblent importants à considérer, pour maintenir l'implication et la motivation de l'utilisateur dans le jeu virtuel. C'est pourquoi nous avons établi un certain nombre de niveaux de difficulté pour la tâche de la poursuite, allant du niveau 1, qui était le plus facile, au niveau 40, qui était le plus difficile. Ces difficultés variaient en fonction de la taille du cube, qui pouvait aller de 1,5 à 4

mètres de chaque côté, et de la vitesse de déplacement de la cible, allant de 0,4 à 2 m/s. Le tableau présenté dans l'annexe 1 de ce manuscrit contient les différents niveaux établis. Nous avons décidé de ne pas utiliser le paramètre de gain de transformation dans le protocole de rééducation des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale, car la modification du gain peut être trop difficile à intégrer, particulièrement pour des enfants ayant des déficits visuo-spatiaux. Cette décision a également été motivée par le fait que nous avons remarqué que dans les résultats de l'étude 2, l'augmentation de la taille du cube avait les mêmes effets que le gain dans l'implication du coude dans la réalisation de la tâche.

Dans le protocole de rééducation qui sera présenté dans le chapitre suivant, tous les participants ont commencé au niveau de difficulté 1. À la fin d'une séance, la moyenne de tous les essais dans la tâche de poursuite était calculée et la difficulté devait être augmentée manuellement selon la figure 31.



**Figure 31** : Procédure utilisée pour augmenter le niveau de difficulté de la tâche de poursuite selon la performance de l'utilisateur à chaque séance.

### 3.3 Écran de paramétrage du dispositif

Le dispositif *Immertrackt* permet à l'investigateur ou au praticien de modifier les paramètres de la tâche via l'écran d'accueil (Annexe 2). Il est possible d'avoir divers paramètres sur cet écran, tels que le choix de la tâche, la vitesse à laquelle la cible se déplace et la taille du cube d'interaction. Pour la tâche de poursuite, il est possible de programmer le temps de chaque essai. Les paramètres concernant la planète peuvent être modifiés en fonction de sa taille, de sa

couleur et de son opacité. De plus, toutes les modalités de feedback présentées ci-dessus peuvent également être modifiées. Ainsi, l'investigateur ou le praticien peut définir des blocs selon les besoins du patient et les préparer pour les séances. Les blocs peuvent alors être configurés à l'avance par les investigateurs en fonction du niveau de difficulté de tâche.

Il est possible de créer un fichier de résultats pour chaque séance, comprenant les positions  $x$ ,  $y$  et  $z$  dans l'espace virtuel du test, ainsi que le pourcentage de contacts entre la cible et l'effecteur, et la distance entre ces deux éléments. Toutefois, cette version de l'*Immetrack* ne permet pas d'exporter automatiquement les données de performance, ce qui nécessite l'enregistrement manuel de chaque essai pour chaque séance. En effet, l'un des avantages de l'utilisation des technologies de réalité virtuelle est que les professionnels et les patients peuvent visualiser les progrès en temps réel pendant les séances. Cela peut être considéré comme l'une des limites du dispositif, qui nécessite une phase supplémentaire du développement qui n'est pas envisagée dans le cadre de ce projet de thèse.

### **3.4 Les Adaptations des périphériques d'entrée**

Dans la revue systématique présentée au chapitre 4, nous avons constaté que les auteurs n'étaient pas clairs sur la manière dont les périphériques d'entrée, comme les télécommandes et les joysticks, étaient adaptés aux limitations motrices des participants. En énumérant les avantages des jeux sérieux pour la rééducation, Jaume-I-Capó et al. (2014) a souligné l'importance de définir un modèle d'interaction adapté aux capacités du patient, et donc de prendre en considération le fait qu'il peut rencontrer des difficultés à tenir correctement les dispositifs physiques. C'est pourquoi nous avons sollicité la collaboration des ergothérapeutes pour l'adaptation de la télécommande du dispositif HTC Vive Pro<sup>®</sup>. Nous avons adapté un gant qui permet au patient de tenir la télécommande même s'il présente des déficits de préhension palmaire ou de pincement des doigts liés à la spasticité, ainsi qu'une faiblesse des muscles de la main et du poignet (Figure 32 (a)). Afin de faciliter la mise en place des trackers de capture du mouvement sur le corps du participant, nous avons également adapté une épaulière (Figure 32 (b)).

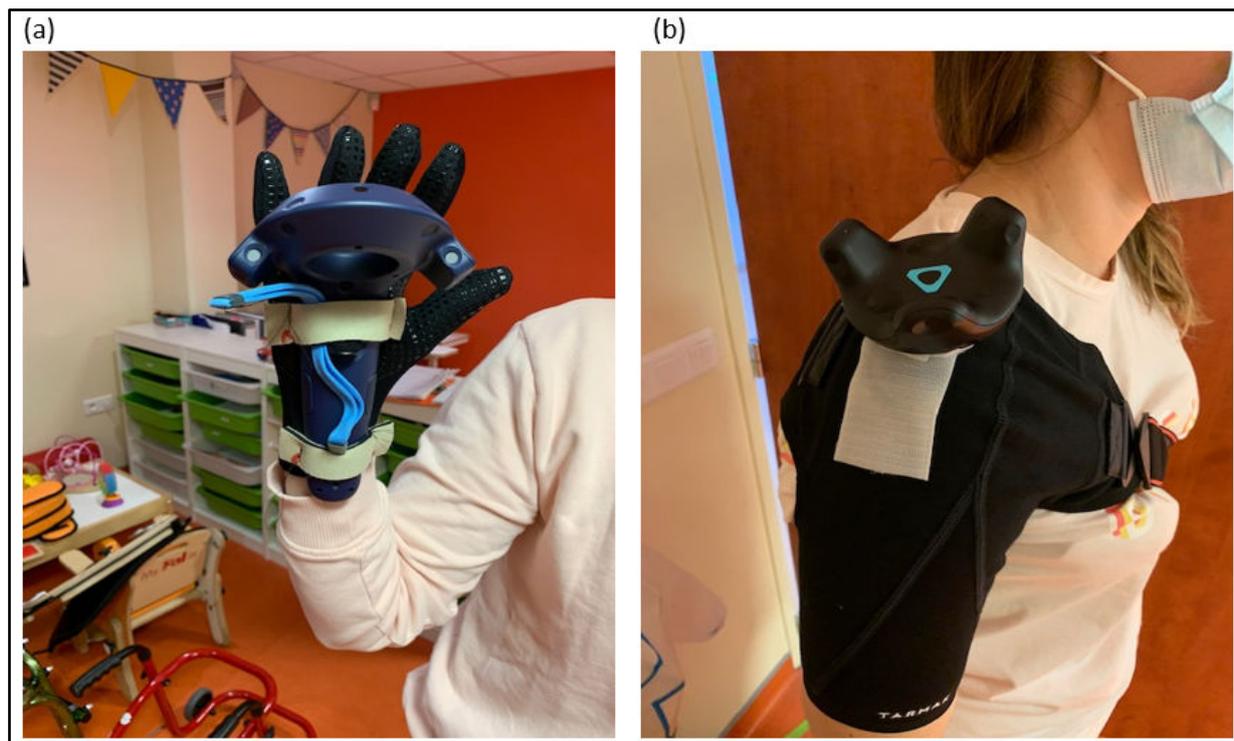


Figure 32: Adaptation des périphériques d'entrée. (a) télécommande ; (b) trackers.

#### 4 Phase 3 : Questionnaire d'expérience utilisateur relatif à l'utilisation des tâches visuo-manuelles virtuelles

D'après la norme ISO 9241-210 (norme d'ergonomie)<sup>14</sup>, l'expérience utilisateur correspond aux « perceptions et réactions d'un utilisateur qui résultent de l'utilisation effective et/ou anticipée d'un système, produit ou service ». Selon cette norme, les perceptions et réactions de l'utilisateur incluent les émotions, convictions, préférences, perceptions, confort, comportements et réalisations de ce dernier qui interviennent avant, pendant et après l'utilisation.

Dans ce contexte, nous avons élaboré un questionnaire d'expérience utilisateur à destination de participants sans déficience afin d'évaluer les différents aspects du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation (Annexe 3). Nous avons demandé à 11 enfants et adolescents âgés de  $13 \pm$

---

<sup>14</sup> [www.iso.org](http://www.iso.org). ISO 9241-210:2019(fr)

Ergonomie de l'interaction homme-système — Partie 210: Conception centrée sur l'opérateur humain pour les systèmes interactifs. Ergonomics of human-system interaction — Part 210: Human-centred design for interactive systems

2,1 ans, et à six adultes âgés de  $39,4 \pm 13,52$  ans d'effectuer une séance type avec des blocs d'essais des tâches de poursuite et de pointage. Après avoir passé 45 minutes à la séance, les participants ont répondu au questionnaire d'expérience utilisateur.

Les questions ont été divisées en six dimensions relatives aux aspects de la tâche, tels que l'écran d'accueil, les aspects de l'environnement spatial virtuel (planètes, vaisseaux spatiaux, etc.), la facilité et le caractère attractif des trois tâches et les feedbacks. La dernière dimension du questionnaire était consacrée aux questions relatives au sentiment de présence dans l'environnement virtuel, à la motivation lors de l'exécution des tâches et aux sentiments d'inconfort liés aux aspects de l'environnement virtuel. Dans ce questionnaire d'expérience utilisateur, les participants devaient indiquer leur niveau d'accord par rapport à des affirmations sur une échelle de Likert basé sur cinq types de réponses : « pas du tout d'accord », « plutôt pas d'accord », « je ne sais pas », « plutôt d'accord » et « tout à fait d'accord ». Les résultats de cette enquête visaient à améliorer le dispositif et les derniers ajustements nécessaires à son utilisation dans un contexte thérapeutique.

Concernant l'écran d'accueil, 55 % des enfants et des adolescents étaient « plutôt d'accord » tandis que 45 % étaient « tout à fait d'accord » avec le fait que l'écran leur donnait envie de jouer, et 90 % d'entre eux ont bien compris les instructions de l'activité. Au niveau de l'environnement virtuel, 73 % des enfants et des adolescents étaient « tout à fait d'accord » sur le fait que le vaisseau spatial était facile à piloter avec la télécommande et qu'ils aimaient l'espace virtuel. En outre, 82 % des jeunes participants étaient « tout à fait d'accord » avec la musique d'ambiance et 18 % « plutôt d'accord ». Sur la base de ces résultats, nous avons décidé de conserver ces aspects appréciés par les enfants et les adolescents dans le dispositif.

Concernant la tâche de pointage, 10 enfants et adolescents étaient « tout à fait d'accord » avec l'affirmation que la tâche était facile à effectuer et un seul a répondu « je ne sais pas ». En revanche, la tâche de poursuite semblait plus difficile pour les participants enfants et adolescents, puisque seuls trois d'entre eux étaient « tout à fait d'accord » avec l'affirmation indiquant qu'elle était facile, tandis que sept ont répondu « je ne sais pas » et un « pas du tout d'accord ». Les adultes ont également considéré que la tâche de pointage était facile puisque 100 % d'entre eux étaient « tout à fait d'accord » avec cette affirmation. Pour la tâche de poursuite, trois d'entre eux étaient « tout à fait d'accord » pour dire que cette dernière tâche était facile et trois « plutôt pas d'accord ». Tous les participants adultes et les jeunes de plus de 10

ans ont considéré que la difficulté de la tâche de poursuite était liée à la profondeur. Pour les enfants de moins de 10 ans, cette perception de la difficulté de la profondeur ne semble pas aussi évidente. Ces résultats nous ont fait réfléchir à la manière dont nous devrions proposer cette tâche aux enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale dans le cadre du protocole de rééducation. Le plus intéressant serait de commencer le protocole au niveau 1 (i.e., avec un cube virtuel plus petit et une vitesse cible plus lente), qui est le plus facile.

En ce qui concerne le feedback relatif aux connaissances de la performance et du résultat, les réponses étaient hétérogènes chez les groupes d'enfants et d'adolescents ainsi que chez les adultes. Ainsi, tous les participants ont trouvé que la vibration de la télécommande était utile pour se rendre compte que le vaisseau était au-dessus de la planète. En revanche, quant au son émis dans la même situation, deux enfants ont reconnu qu'il était gênant, quatre ne savaient pas comment répondre et cinq n'étaient pas d'accord avec cette affirmation concernant le son. Sur la base de ces résultats, nous avons décidé de ne pas intégrer le son lié à la connaissance de la performance (i.e., lorsque le vaisseau est en contact avec la planète) dans le protocole de rééducation.

Concernant la connaissance du résultat, 82 % des participants du groupe d'enfants et adolescents étaient « tout à fait d'accord » et 18 % « d'accord » pour dire que les informations sur le pourcentage de contact étaient utiles, tandis qu'un seul participant estimait qu'elle n'était pas utile. En outre, 90 % des participants étaient « tout à fait d'accord » avec le fait que les cinq vaisseaux indiquant le pourcentage de succès à la fin de chaque essai étaient utiles, mais certains ont pensé que nous devrions changer les couleurs. Les résultats concernant l'information relative à la distance moyenne entre la planète et le vaisseau étaient hétérogènes, tant pour les enfants que pour les adultes. Dans le groupe des enfants et des adolescents, 60 % pensaient qu'elle est utile et 40 % n'étaient pas d'accord, tandis que dans le groupe des adultes, 50 % pensaient qu'elle est utile et 50 % n'étaient pas d'accord.

Dans la dernière partie du questionnaire, 82 % des enfants et des adolescents étaient « tout à fait d'accord » avec l'affirmation « Je me suis senti (e) comme un(e) pilote dans l'espace », contre 18 % qui étaient « plutôt d'accord ». Quant à l'affirmation « J'étais tellement dans le jeu que je ne faisais plus attention au temps ou à ce qui se passait autour de moi », 37 % des participants enfants et adolescents étaient « tout à fait d'accord » et 63 % « plutôt d'accord ». Dans le groupe d'enfants et d'adolescents, un seul a déclaré se sentir mal à l'aise pendant

l'activité et trois ont indiqué se sentir fatigués à la fin de la séance. Bien que cela représente un faible pourcentage des participants, nous en avons tenu compte lors de l'élaboration du protocole de rééducation, considérant les pauses dans la séance. En ce qui concerne les affirmations « J'ai été très heureux (se) que mes résultats s'améliorent » et « J'aimerais que mes ami(e)s puissent jouer à ce jeu », 72% étaient « tout à fait d'accord » et 18% « plutôt d'accord ».

### **Points clés du chapitre 5**

L'étude présentée dans le présent chapitre a montré que la tâche de poursuite permettait de mobiliser le coude dans diverses directions pour solliciter différents degrés de liberté, ce qui semble intéressant pour la rééducation des membres supérieurs.

Les contraintes de la tâche peuvent aussi avoir un impact sur la performance des participants. L'intégration de ces contraintes dans le dispositif pourrait donc être un moyen intéressant pour moduler le niveau de difficulté de la tâche en fonction des caractéristiques des participants.

La conception et le développement du dispositif ont été effectués au travers d'un travail collaboratif et pluridisciplinaire. Dans un environnement ludique et attrayant, nous avons développé trois tâches d'interaction visuo-manuelle. Ces éléments ont pour effet de motiver et d'engager les patients dans l'intervention motrice, ce qui peut avoir un impact sur l'apprentissage de la tâche et favoriser l'adhésion au traitement. Cela peut faciliter la répétition des gestes et l'intensité de l'intervention motrice.

De plus, d'autres principes de l'apprentissage moteur ont été intégrés dans ce dispositif, tels que le feedback sensoriel et la difficulté de la pratique.

La démarche d'expérience utilisateur menée dans ce projet nous a permis de vérifier le niveau attractif et l'adaptation des tâches pour des enfants typiques et de faire les derniers ajustements nécessaires pour mieux adapter le dispositif *Immertrack* avant de le tester dans le cadre de l'étude clinique qui sera présentée dans le dernier chapitre de ce manuscrit de thèse.

## **Chapitre 6 : Évaluation des effets du dispositif de réalité virtuelle immersive Immertrack sur la rééducation du membre supérieur des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale**

Dans le précédent chapitre de ce manuscrit de thèse, nous avons présenté la démarche de développement d'un dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation du membre supérieur d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale. Ce dispositif est composé de deux tâches visuo-manuelles effectuées dans un environnement virtuel immersif et vise à mobiliser activement le membre supérieur et notamment le coude à différentes amplitudes. De plus, il permet d'intégrer différents principes d'apprentissage moteur importants pour le processus de rééducation motrice.

Ce dernier chapitre de thèse a pour objectif de présenter la troisième étude menée dans le cadre de cette thèse, visant à évaluer l'impact de ce dispositif de réalité virtuelle dans la rééducation motrice du membre supérieur d'enfant et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale. Cette étude multicentrique contrôlée et randomisée, a été réalisée en collaboration avec trois établissements de rééducation et de réadaptation de la région Normandie, et a été enregistrée de manière prospective sur la plateforme *clinicaltrials.gov* (NCT05368922). Cette recherche a reçu un avis favorable (n°2020-A02734-35) du Comité de Protection des Personnes Ouest IV - Nantes en 01 mars 2022 (Annexe 4).

Afin de vérifier l'impact de ce dispositif sur la rééducation du membre supérieur, nous avons employé des tests qui permettent d'évaluer des aspects moteurs et fonctionnels des domaines *fonctions et structures corporelles* ainsi que *l'activité* du membre supérieur selon la CIF. Nous avons utilisé certains des outils d'évaluation présentés dans le second chapitre de ce manuscrit : (i) le test *Movement Assessment Battery for Children (MABC-2)* ; (ii) le *Box and blocks test* ; (iii) le *Children's Hand-use Experience Questionnaire (CHEQ)* et (iv) l'évaluation des amplitudes articulaires de l'épaule et du coude à l'aide d'un goniomètre. Nous avons également évalué les paramètres d'analyse du mouvement grâce aux données recueillies au sein des deux tâches visuo-manuelles en réalité virtuelle : (i) l'amplitude du mouvement de l'articulation du coude ; (ii) le temps de mouvement dans la tâche de pointage ; (iii) la distance entre la cible et l'effecteur et la fluidité du mouvement dans la tâche de poursuite. De plus, nous avons adapté

le questionnaire *Intrinsic Motivation Inventory (IMI)* (Annexe 5) pour évaluer la motivation intrinsèque des participants après l'utilisation du dispositif de réalité virtuelle. Ce questionnaire permet d'analyser quatre dimensions de la motivation : (i) l'intérêt/plaisir ; (ii) l'effort/importance ; (iii) la valeur et l'utilité ; et (iv) la compétence perçue. Nous avons également évalué si le dispositif de réalité virtuelle pouvait entraîner des effets indésirables chez les jeunes participants. Nous avons donc utilisé le (i) *Visually Induced Motion Sickness Scale* pour évaluer les sensations vertigineuses, et (ii) le *Faces Pain Scale* pour évaluer les potentielles douleurs ressenties.

Le texte qui suit correspond à un article qui sera prochainement soumis pour publication.

## **1 Etude 3: Effects of immersive virtual reality on upper limb rehabilitation in children and adolescents with cerebral palsy: a randomized controlled trial**

### **Abstract**

**Objective:** The purpose of this study was to investigate the effects of an immersive virtual reality device designed specifically for rehabilitation on the improvement of motor, functional and kinematic parameters of the upper limb, as well as on the motivation of children and adolescents with cerebral palsy.

**Method:** Twenty children and adolescents with unilateral or bilateral cerebral palsy were included in the study. The participants were randomly assigned to receive twelve virtual reality sessions in addition to their usual care, while another group received solely their usual care. The virtual reality sessions lasted for 45 minutes and consisted of two perceptual-motor tasks executed within an immersive virtual environment. The outcomes of the interventions were assessed using motor and functional assessments: the *Movement Assessment Battery for Children (MABC)*, the *Box and Blocks Test (BBT)*, the *Children's Hand-use Experience Questionnaire*, the assessment of range of motion, and kinematic analysis. Furthermore, the motivation of the participants to utilize virtual reality and the potential adverse effects of its utilization were measured.

**Results:** Participants who followed a rehabilitation program based on virtual reality scored better than the control group on the manual dexterity item of the *MABC*, increased range of motion of elbow flexion and shoulder adduction, and kinematic analysis. After using virtual reality, the intervention groups presented high motivation scores in the pre-test, post-test, and follow-up assessments. None of the participants experienced any adverse effects, such as dizziness or pain, after utilizing virtual reality.

**Conclusions:** This new immersive virtual reality tool, designed specifically for rehabilitation, has improved the motor skills, kinematic and motivational parameters of children and adolescents with cerebral palsy.

**Keywords:** Cerebral palsy, upper limb, virtual reality, perceptual-motor task, rehabilitation.

## 1. Introduction

Cerebral palsy is the most common childhood disability. It has long-lasting repercussions on sensorimotor abilities due to damage to the developing brain (Graham et al., 2016; Rosenbaum et al., 2007). Half of all children with cerebral palsy have functional impairments in their upper limbs, which can hinder their daily activities and social participation (Fedrizzi et al., 2003; Paulson & Vargus-Adams, 2017). That's why rehabilitation programs systematically incorporate interventions on upper-limb motor skills, to improve the autonomy and functionality of children with cerebral palsy in their daily lives (Boyd et al., 2001; Sakzewski et al., 2014). Various strategies are employed to achieve these therapeutic goals, and recently, approaches based in the principles of motor learning have been incorporated into rehabilitation programs (Levin & Demers, 2021; Novak et al., 2020). Over the two past decades, there is increasing evidence that motor learning principles can have a positive effect on skill acquisition in neurorehabilitation. Numerous studies have indeed demonstrated the effectiveness of motor learning-based interventions including different motor learning principles, such as intensive, challenging, and variable practice, repetition of functional tasks, and the use of individualized feedback, in improving motor abilities of children and adolescents with cerebral palsy (Bleyenheuft & Gordon, 2014; Charles et al., 2001; Hung & Gordon, 2013; Sakzewski et al., 2014). The main interest of these components of motor learning in the rehabilitation of patients with neuromotor impairments, is that they significantly stimulate neuroplasticity, which is influenced by experience, as illustrated by Kleim & Jones (2008). However, the use of these principles remains a challenge for clinicians due to a lack of knowledge and operationalization for clinical practice (Levac et al., 2012; Levac & Galvin, 2011; Saussez et al., 2021). For this reason, one of the aims of current research in the field of rehabilitation is to better integrate these motor learning principles into therapeutic interventions.

In the past two decades, the use of virtual reality technologies in rehabilitation programs has grown considerably, resulting in interesting outcomes (Keshner, 2004; Keshner & Lamontagne, 2021). Indeed, according to recent literature reviews, rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than conventional rehabilitation (Burin-Chu et al., 2023; Chen et al., 2018; Fandim et al., 2020). In addition, several authors have suggested that virtual reality is a relevant rehabilitation tool, as it makes it easy to integrate the motor learning principles (Levac

et al., 2012; Levac & Sveistrup, 2014; Levin et al., 2015; Levin & Demers, 2021; P. L. Weiss et al., 2014). Thus, the use of virtual reality technologies in motor interventions leads patients to perform various active movements of the upper limb, and encourages repetitive, intensive, and varied practice with increased difficulty (Levin et al., 2015; Levin & Demers, 2021; P. L. Weiss et al., 2014). Furthermore, the multisensory elements provided by virtual environments can offer individualized feedback, helping patients refine their skills and become more engaged in the task (Masseti et al., 2018). Another technology-related issue that can influence the patient's motor activity, but also the pain felt, is the degree of immersion, which depends on the level of isolation from the physical world that the virtual reality environment offers to the user. There are three degrees of immersion in virtual reality: non-immersive (traditional computer screen or tablet), semi-immersive (large 3D screen), and fully immersive (360° screens or head-mounted displays) (Juliano et al., 2020). The basic idea is that the more the user is immersed in the virtual environment, the less his brain can pay attention to other stimuli such as pain signals (Agrawal et al., 2019), and the more he can get involved in the task. Finally, virtual reality rehabilitation devices make it possible to integrate playful and attractive aspects into therapy, helping motivate and engage patients in rehabilitation sessions (Harris & Reid, 2005).

There are a number of different virtual reality devices used in therapy, ranging from commercial video games designed for entertainment to those designed specifically for therapeutic purposes (Demers et al., 2020, 2021; Galvin & Levac, 2011; Maier et al., 2019). Some authors suggest that virtual reality devices developed for rehabilitation are better adapted to patients' limitations and are more likely to integrate motor learning principles (Demers et al., 2021; Maier et al., 2019; Rathinam et al., 2019). Recently, a systematic review conducted by Burin-Chu et al. (2023) on the effects of virtual reality on the rehabilitation of the upper limb in children with cerebral palsy identified that most clinical studies in this field used commercial video games. Based on meta-analyses, these authors found that there were no differences between commercial systems and those designed for rehabilitation, which may be related to the heterogeneity of the studies included in these analyses. Furthermore, this and previous reviews (Alrashidi et al., 2022; Chen et al., 2018) have shown that few studies have examined the effects of immersive virtual reality technologies in cerebral palsy. It appears that the use of fully immersive virtual reality is more interesting than non-immersive or semi-immersive virtual reality, as it allows for greater presence in the virtual environment and the mobilization of more

degrees of freedom thanks to the three-dimensional context which is very similar to real-life context. In addition, immersive virtual environments seem to make it easier to transfer the improvements acquired during rehabilitation to the context of daily life (Weiss et al., 2006).

The aim of this study was therefore to evaluate the effects of a fully immersive virtual reality device, designed specifically for rehabilitation, on the motor, functional, and kinematic parameters of the upper limb, as well as on the motivation of children and adolescents with cerebral palsy. We hypothesized that integrating this virtual reality device into usual care would be more effective than standard care alone. We also expected that these improvements would be evident both in the virtual environment and in the context of the children's and adolescents' daily lives.

## **2. Methods**

### 2.1 Study design

The present study is a randomized controlled trial registered prospectively (NCT05368922). Only one change was made to the original protocol during the study. The protocol was modified to include an increase in the age of the participants at the start of the study. This study was approved by the Ethics Committee of Ouest IV – Nantes (n°2020-A02734-35).

### 2.2 Participants

The study was conducted in three French rehabilitation institutes : the Institute Motor Education *François-Xavier Falala*, the Physical Medicine and Readaptation Center *La Clairière*, located in Hérouville Saint Clair, and at the Institute Helen Keller located in Le Havre. It took place between April 2022 and February 2023. We included participants with cerebral palsy aged between 8 and 18. They were diagnosed with three types of cerebral palsy: monoplegia, hemiplegia, or quadriplegia. and they presented with three forms of paralysis: spastic, dyskinetic, or ataxic. All the participants were able to understand the instructions and perform the task proposed in virtual reality, as well as voluntarily move their affected upper limb. Participants were excluded if they had been diagnosed with monoplegic cerebral palsy of the lower limb or diplegia, severe intellectual disability, severe attention deficit, untreated epilepsy,

pain on mobilization of their upper limb, and if they had received botulinum toxin injections or undergone surgery on the upper limb in the four months prior the intervention.

### 2.3 Randomization

The randomization schedule was generated using Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA). Participants were assigned to an intervention or control group. Before the first assessment, participants were matched in pairs according to age at inclusion (i.e., between 8 and 18 years), type of cerebral palsy (i.e., monoplegia, hemiplegia, or quadriplegia), and the *Manual Ability Classification System (MACS)* level (I to V) (Eliasson et al., 2007). Allocation concealment was achieved using sequentially numbered, sealed, and opaque envelopes. Before to the start of the evaluations, eligible participants were assigned to their respective intervention groups by a study collaborator who was not involved in the inclusion of participants in the study, or in the assessment, or in the intervention process, and who opened the envelopes.

### 2.4 Virtual reality instrument

We used the three-dimensional virtual reality device Immertrack. This device was specifically designed for rehabilitation purposes in immersive virtual reality, enabling to perform two distinct perceptual-motor interaction tasks, namely a tracking and a pointing task. To make the therapy more playful and more engaging, we chose outer space as the virtual environment, with a starry sky and several planets. The tracking task involved using a spacecraft to track a planet moving in the space environment. The goal was to maintain contact between the spacecraft and the planet for as long as possible, using a remote control. The pointing task consisted in blowing up various planets that appeared in the space environment (Figure 1). All these movements were performed in a virtual cube. The difficulty of the task lay in increasing the size of the cube and the velocity at which the task was carried out. In addition, participants could receive sensory feedback when in contact with the planet, as well as at the end trials and a block. This performance knowledge was characterized by a change in the color of the planet and a vibration of the remote control. Using this approach, various motor learning principles can be seamlessly integrated into the motor intervention (Levac et al., 2012; Levin et al., 2015; Levin & Demers, 2021).

These two virtual tasks required continuous perceptual-motor regulation. It therefore seems that visually and dynamically guided pursuit and pointing movements can be of great interest in the perceptual-motor process, since they require continuous mobilization of the arm and induce visuomotor regulation (Pacheco et. al., 2019; Warren et. al., 2009).

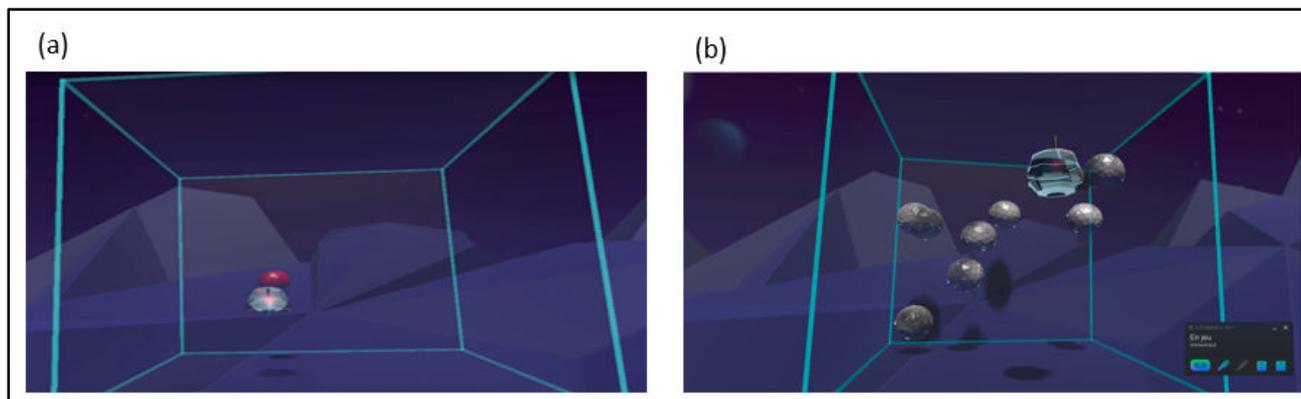


Figure 1 : Depiction of 3D immersive virtual environment used in the study. Representation of the tracking task (a) and the pointing task (b)

The virtual reality equipment used to interact with the virtual environment was the HTC Vive Pro Eye VR headset (HTC Corporation Inc, Xindian, New Taipei, Taiwan, with Valve technology; screen: Dual AMOLED 3.6" diagonal; field of view: 110 degrees; resolution: 1440 \*1600 pixels per eye-2880\*1600 pixels combined; refresh rate: 90 Hz; eye relief: interpupillary distance and lens distance adjustment for each participant). Two HTC Vive trackers were placed at the elbow and shoulder level, and an HTC Vive controller inside the hand of the most affected arm. The virtual environment and tasks were developed using the Unity game engine (Unity Technologies, San Francisco, USA).

## 2.5 Intervention

For the participants of the intervention group, the virtual reality sessions were combined with the usual care (i.e., physiotherapy, occupational therapy, physical activity). These children and adolescents performed three virtual reality sessions per week for four weeks, lasting around 45 minutes each. The participants in the control group only followed their usual care.

During the virtual reality sessions, participants were seated in a chair or in their wheelchairs, with their upper body leaning against the back of the chair to encourage arm movements rather than trunk movements. They performed 5 blocks of 6 trials (week 1), 6 blocks of 6 trials (week

2), 7 blocks of 6 trials (week 3) and 8 blocks of 6 trials (week 4) in the tracking task. In the first session, all participants started at level 1, with a cube of 1.5 m side length and a target speed of  $0.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . An individual progression was made according to each participant's results, using a step size of 0.041 for the speed and 0.064 for the cube size (i.e., increasing by one level when the average target-effector contact result was greater than or equal to 30%, by two levels when it was greater than or equal to 50%, and by three levels when it was greater than or equal to 70%). So, this device allowed the upper limb to be moved for several attempts with a gradual increase in challenge. Furthermore, the participants performed 10 trials of the pointing task each week. Thus, the difficulty level of the pointing task increased in accordance with the progression of the tracking task.

## 2.6 Outcomes measures

Motor and functional skills, kinematic and performance analysis, and motivational assessments were carried out for all participants at three points: at baseline (pre-test; one week before the start of the intervention program), at the end of the 4-week intervention (within 1 week of the intervention, post-test 1) and 12 weeks post-intervention (post-test 2) to investigate how the effects were maintained.

### *Primary outcomes*

Primary outcome measures were based on tests from the *Movement Assessment Battery for Children - Second Edition*, adapted for this study (3 to 6 years) (Henderson & Sugden, 1992). We then used the “manual dexterity tests”, which are divided into three subtests: the “post coins” test, which assesses unimanual speed and precision; the “threading beads” test, which assesses bimanual coordination; and the “drawing trail 1” test, which assesses visual-motor precision. We also used the test that assesses “aiming and catching” skills through the subtests “catching the bean bag” where the participant must catch the bag that is thrown to him with both hands and the second called “throwing bean bag onto mat” where he must hit the bag onto the mat.

### *Secondary outcomes*

For secondary outcome measures, we used the *Box and Block Test - BBT* (Mathiowetz et al., 1895), which assesses participants' manual dexterity through participants' abilities to move the

most cubes from one side of a box to the other in one minute. We also used the *Children's Hand-use Experience Questionnaire - CHEQ* (Sköld et al., 2011), in which parents must answer questions about their child's use of the affected upper limb in activities of daily living. The *CHEQ* assesses several elements such as the use of the hand in activities, the time needed to perform the activity compared with peers, and the feeling of discomfort experienced during the activity. We also assessed the active range of motion of flexion, abduction, and adduction of the shoulder, and flexion and extension of the elbow of the most affected upper limb using a universal goniometer.

In addition, in the pre-test, post-test, and follow-up, the participants must perform 10 trials of the tracking task and 10 trials of the pointing task, to assess kinematic and performance parameters. During these tests, the virtual cube measured 2.27 m, and the speed of the target was  $0.89 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (level 13). To quantify these parameters, we used the positions of the markers (shoulder, elbow, and control remote) recorded by the HTC Vive system (90 Hz) and which enabled us to calculate, thanks to 3D coordinates, the angle of each participant's elbow. The Vive's tracking technology uses two laser transmitters to calculate the position and orientation of the headset and trackers (Niehorster et al., 2017). All calculations were carried out using Matlab software (Matlab R2016b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). After smoothing and filtering the data with a Butterworth filter, several variables were selected to quantify the motor function of the upper limb: The elbow range of movement measured in degrees corresponded to the difference between the maximal and minimal angles recorded during a trial. The elbow fluency (in  $\text{m}\cdot\text{s}^{-3}$ ) was measured by jerk calculation ( ) with  $x$  the position and the time). Elbow involvement in all three dimensions was measured by regression analyses ( $R^2$ ) between target position in each dimension ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) and elbow angle to determine with which dimension target, motion elbow movements were most coupled. The performances in virtual reality tasks (i.e., the absolute target-effector distance in (m) was calculated with the following formula ( ) for the pursuit task; and the trial's time was measured in seconds for the pointing task.

Finally, the intrinsic motivation of children and adolescents to use virtual reality was measured at pre-test, post-test, and follow-up, using an adapted version of the *Intrinsic Motivation Inventory questionnaire* (McAuley et al., 1987). This questionnaire consisted of 12 items divided into four dimensions, namely “interest and pleasure”, “effort and importance”, “value

and usefulness” as well as “perceived competence”. Responses were rated on a scale of 0 to 5, with scores close to 5 indicating very high intrinsic motivation and scores close to 0 indicating very low intrinsic motivation. In addition, we also assessed the participants' tolerance of the immersive virtual environment by using the pain scale score (Hicks et al., 2001) and the dizziness scale (adapted from (Hwang et al., 2018) at pre-test, post-test, and follow-up. The pain scale consisted in the children selecting among 6 faces ranging from no pain (0) to extreme pain (6), the one that best represented their perception of pain. The dizziness scale followed the same principle and involved choosing among 5 faces ranging from no dizziness (0) to extreme dizziness (5), the one that best represented their sensation of dizziness.

## 2.7 Sample size

We used the *MABC* Sample calculation was carried out using ( $\alpha = 0.05$ ,  $1 - \beta = 0.8$ .) the BiostaTGV application (<https://biostatgv.sentiweb.fr> - Inserm - Sorbonne Université - Institut Pierre Louis d'Epidémiologie et de Santé Publique (IPLESP)). The results revealed the need for 8 participants per group. Assuming a loss to follow-up of 30%, a sample of 22 participants was required, divided into 2 equal groups.

## 2.8 Statistical Analysis

Statistical analyses were performed using Statistica 14 software (TIBCO Software Inc., Palo Alto, California, United States). To assess the impact of virtual reality rehabilitation on motor and functional outcomes involving the use of the upper limb, an ANOVA was performed on the relative data (in %) based on scores obtained the on the *MABC*, the *BBT*, the active shoulder and elbow amplitude tests, the intrinsic motivation questionnaire and on the CHEQ, with two-way repeated measures  $2(\text{GROUP}_{\text{intervention, control}}) \times 2(\text{EVOLUTION}_{\text{post-test—pre-test, follow-up—pre-test}})$ . To assess the effectiveness of in virtual reality rehabilitation on kinematics and performance analysis, ANOVAs were performed on the tracking and pointing tasks, in the pre-test, post-test, and follow-up test. An ANOVA was conducted on relative data (in %) to assess the change between pre-test and post-test and between pre-test and follow-up test, on the variables elbow range of motion, movement fluency, absolute target-effector distance, and trial's time, with two-way repeated measures  $2(\text{GROUP}_{\text{intervention, control}}) \times 2(\text{EVOLUTION}_{\text{post-test—pre-test, follow-up—pre-test}})$ . Another ANOVA was performed on the raw data and only in the tracking task, on the  $R^2$  variable from regression analyses between target position in each

dimension (x, y, z) and maximal elbow range of movement, with three-way repeated measures: 2(GROUP<sub>intervention, control</sub>) x 3(AXIS<sub>x, y, z</sub>) x 3(TEST<sub>pre-, post-, follow-up tests</sub>).

For each analysis, the statistical threshold was established at  $p = 0.05$ . When the Mauchly test for sphericity was significant, the Greenhouse-Geisser correction was applied when the epsilon was lower than 0.75, otherwise, the Hyun-Feld procedure was used. When a significant main effect or interaction was found, the Tukey method was used for post-hoc comparisons.

### 3. Results

A total of 26 participants were selected for this randomized controlled trial, but four of whom were excluded because they did not meet the inclusion criteria, and some children refused to take part. Finally, twenty children and adolescents (13 boys and 7 girls) with hemiplegic or quadriplegic cerebral palsy took part in the study (Figure 2). The baseline characteristics of the participants are presented in Table 1. The intervention and control groups were similar in terms of age, gender, cerebral palsy typography, and manual dexterity.

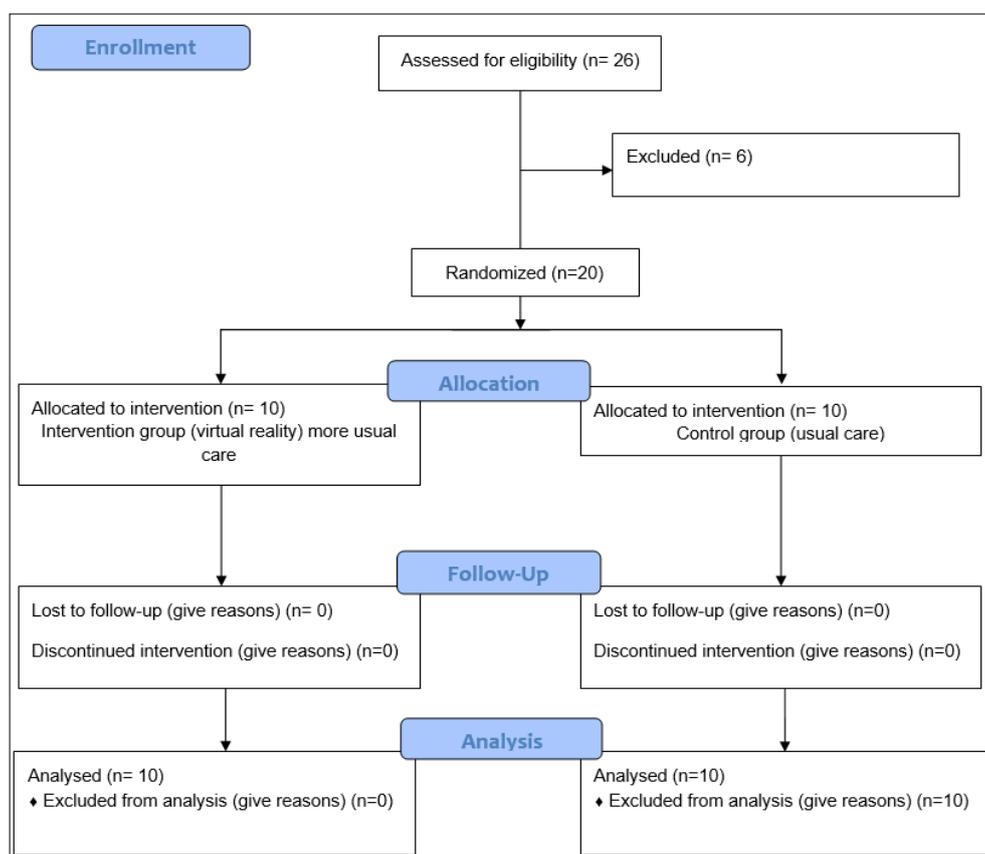


Figure 2 : CONSORT diagram

**Table 1.** Participants characteristics

Characteristics	Intervention groupe (VR) (n= 10)	Control Group (n= 10)
Gender		
Male	6	7
Female	4	3
Mean age $\pm$ SD in years	14,3 $\pm$ 2,4 ans	13,8 $\pm$ 2 ans
Cerebral palsy typography		
Hemiplegia	6	7
Quadriplegia	4	3
MACS		
Level I	0	1
Level II	3	2
Level III	3	3
Level IV	4	4
GMFCS		
Level I	0	0
Level II	0	3
Level III	6	3
Level IV	4	4

VR: virtual reality; MACS: Manual Ability Classification System;  
GMFCS: Gross Motor Function

### 3.1 Motor and functional outcomes

Statistical analyses revealed an only significant effect of Group for the “total score of manual dexterity” of MABC-2 test,  $F(1,16)= 5.73$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.26$ ) (Table 2). Results of total score of manual dexterity showed an increasing of performances in post- and follow-up tests for patients of intervention group (evolution of  $22 \pm 54$  % in post-test and  $56 \pm 81$  % in follow-up), contrary to the control group (evolution of  $13 \pm 29$  % in post-test and  $15 \pm 23$  % in follow-up). However, no other significant effects were found for the other MABC items (Table 2), neither for the BBT (Table 2), and the CHEQ (Table 3).

Concerning the active shoulder and elbow range of motion, the ANOVA showed an Evolution effect for shoulder adduction  $F(1,16)=4.69$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.22$ ) and elbow flexion  $F(1,17)=9.00$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.34$ ) (Table 2). Tukey post-hoc showed a significant difference between evolution 1 (post-pre) and evolution 2 (follow-up-pre) for the intervention group only. Indeed, for the

intervention group, values showed a  $16 \pm 30 \%$  and  $40 \pm 53 \%$  increase in shoulder adduction at post-test and follow-up (compared with pre-test), respectively; versus a  $14 \pm 35 \%$  and  $2 \pm 18 \%$  increase for the control group. Moreover, an increase in elbow flexion of  $9 \pm 13 \%$  at post-test and  $4 \pm 15 \%$  at follow-up was observed for participants in the intervention group; versus  $-1 \pm 6 \%$  and  $0 \pm 3 \%$  for the control group (Table 2).

### 3.2 Kinematic and performance analysis in virtual visuo-motor tasks

Statistical analyses revealed a significant effect of Group for the variables *absolute target-effector distance*,  $F(1,16)=50.34$ ,  $p<.001$  ( $\eta^2=0.76$ ); *trial's time*,  $F(1, 15)=10.03$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.40$ ); and *elbow fluency*  $F(1, 15)=9.14$ ,  $p<.05$  ( $\eta^2=0.39$ ) (Figure 3, Table 4). Indeed, results showed an increase in performances after 12 virtual reality sessions, in visuo-motor tracking task ( $56 \pm 6 \%$  reduction in *absolute target-effector distance*, between pre- and post-tests, Figure 2) and in pointing task ( $57 \pm 16 \%$  reduction in *trial's time* between pre- and post-tests, Figure 2) for intervention group's participants. It is also observed that these performances were maintained 3 months after the intervention. This effect was not found for the control group. In addition, statistical analysis showed a decrease in jerk values at post-test only for the intervention group, revealing an increase in fluidity of movement after 12 sessions ( $30 \pm 18 \%$  reduction between pre- and post-tests, Figure 3). Similarly, this decrease was maintained 3 months after the sessions for this same group. In contrast, no significant effect was found concerning the elbow *range of motion* (Table 4).

**Table 2.** Raw data (mean ± SD) and relative data (% , mean ± SD) for items of the Movement Assessment Battery for Children-2, the Box and block test and Range of Motion

Measure	Group	Raw data mean (± SD)			Relative data (%) mean (± SD)		
		Pre-test	Post-test	Follow-up	Post— Pre	Follow-up — Pre	Statistic effects
<b>Movement Assessment Battery for Children-2 (MABC-2)</b>							
Manual dexterity 1 (Posting coins) (1-15)	VR group (N= 7)	1.00 (± 0)	1.00 (± 0)	1.00 (± 0)	0% (± 0)	0% (± 0)	No effect
	Control group (N= 10)	3.30 (± 3.27)	3,80 (± 3.91)	4.00 (± 4.06)	40% (± 130)	52% (± 162)	F(1,15)=.95, (η <sup>2</sup> =0.06) p>.05
Manual dexterity 2 (Threading beads) (1-16)	VR group (N= 10)	7.10 (± 5.53)	8.60 (± 4.72)	9.10(± 4.61)	118% (± 257)	118% (± 224)	No effect
	Control group (N= 9)	11.11 (± 2.42)	12.22 (± 2.68)	12.56 (± 2.88)	11% (± 17)	15% (± 23)	F(1,17)=.05, (η <sup>2</sup> =0.003) p>.05
Manual dexterity 3 (Drawing trial) (1-16)	VR group (N= 10)	4.90 (± 3.87)	5.50 (± 4.35)	5.90 (± 3.63)	45 % (± 132)	132 % (± 285)	No effect
	Control group (N= 10)	6.90 (± 4.84)	7.50 (± 5.17)	7.60 (± 5.27)	13 % (± 43)	11 % (± 34)	F(1,18)=1.98, (η <sup>2</sup> =0.09) p>.05
<b>Total score of manual dexterity</b>	VR group (N = 9)	12.67 (± 6.93)	14.67 (± 7.76)	17.77 (± 6.98)	22% (± 54) *	56 % (± 81) *	<b>Group effect</b>
	Control group (N= 10)	18.22 (± 5.65)	18.22 (± 5.65)	20.89 (± 9.62)	13 % (± 29)	15 % (± 23)	F(1,16)= 5.73, (η <sup>2</sup> =0.26) p<.05
Aiming & catching 1 (Catching beanbag) (1-19)	VR group (N= 10)	10.10 (± 4.41)	12.60 (± 5.74)	13.30 (± 5.62)	28 % (± 36)	34% (± 38)	No effect
	Control group (N= 10)	12.50 (± 5.58)	14.70 (± 6.18)	14.50 (± 5.19)	22% (± 48)	27% (± 48)	F(1,18)=.005, (η <sup>2</sup> =0.0003) p>.05
Aiming & catching 2 (Throwing bean bag onto mat) (1-19)	VR group (N= 10)	7.60 (± 2.50)	8.30 (± 4.00)	8.80 (± 5.43)	6% (± 14)	12% (± 47)	No effect
	Control group (N= 9)	10.11 (± 4.28)	10.11 (± 5.35)	11.00 (± 5.59)	0% (± 22)	6% (± 12)	F(1,17)=.000, (η <sup>2</sup> =0.00) p>.05
<b>Total score of aiming &amp; catching</b>	VR group (N= 9)	16.00 (± 3.43)	19.00 (± 5.79)	20.33 (± 7.57)	18% (± 19)	26% (± 40)	No effect
	Control group (N= 10)	23.50 (± 8.78)	25.30 (± 10.10)	25.90 (± 9.34)	8% (± 24)	13% (± 24)	F(1,17)=.064, (η <sup>2</sup> =0.003) p>.05
<b>Box and block test</b>							
BBT (0-150)	VR group (N= 10)	12.90 ± (10.83)	13.80 ± (13.32)	13.50 ± (12.64)	-1% (± 34)	12% (± 53)	No effect
	Control group (N= 10)	13.40 ± (9.45)	15.50 ± (11.55)	16.50 ± (11.66)	13% (± 43)	25% (± 63)	F(1,18)=.0005, (η <sup>2</sup> =0.00002) p>.05
<b>Range of Motion</b>							
Shoulder flexion (°) (0-180)	VR group (N= 9)	120.67 (± 32.16)	126.00 (± 28.94)	128.89 (± 28.32)	7% (± 18)	13% (± 39)	No effect
	Control group (N= 9))	144.89 (± 14.50)	145.67 (± 14.72)	138.22 (± 9.95)	1% (± 11)	-4% (± 7)	F(1,16)=1.48, (η <sup>2</sup> =0.084) p>.05
Shoulder abduction (°) (0-180)	VR group (N= 10)	85.10 (± 18.6)	98.70 (± 27.04)	118.50 (± 27.81)	19% (± 35)	47% (± 53)	No effect
	Control group (N= 9)	111.22 (± 19.40)	118.22 (± 14.96)	123.00 (± 15.58)	9% (± 21)	12% (± 18)	F(1,17)=2.25, (η <sup>2</sup> =0.11) p>.05
Shoulder adduction (°) (0-90°)	VR group (N= 9)	36.22 (± 11.22)	40.00 (± 8.54)	46.67 (± 10.93)	16% (± 30)	+ 40% (± 53)	<b>Evolution effect</b>
	Control group (N= 9)	50.78 (± 11.20)	54.78 (± 8.84)	50.67 (± 9.63)	14% (± 35)	+ 2% (± 18)	F(1,16)=4.69, (η <sup>2</sup> =0.22) p<.05
Elbow flexion (°) (0-150°)	VR group (N= 9)	136.67 (±15.00)	146.78 (± 5.17)	139.78 (± 5.74)	9% (± 13)	+ 4% (± 15)	<b>Evolution effect</b>
	Control group (N= 10)	139.50 (± 5.58)	138.10 (± 7.36)	139.80 (± 5.51)	-1% (±6)	+ 0% (± 3)	F(1,17)=9.00, (η <sup>2</sup> =0.34) p<.05 Tukey Post-hoc Evolution % 1 ≠ Evolution % 2 for VR group, p<.05 No difference for the control group
Elbow extension (°) (150-0°)	VR group (N = 8)	10.38 (± 8.99)	8.00 (± 6.57)	9.13 (± 5.44)	-27% (± 51)	-9% (± 43)	No effect
	Control group (N= 10)	10,10 (± 9.56)	7,30 (± 7.56)	6,60 (± 7.12)	-15% (± 54)	-28% (± 43)	F(1,16)=2.97, (η <sup>2</sup> =0.15) p>.05

VR: virtual reality; \*Characterizes significant differences between groups; + Characterizes significant differences between evolutions

**Table 3.** Raw data (mean ± SD) and relative data (% , mean ± SD) for items of the Children's Hand-use Experience Questionnaire; Intrinsic Motivation; Inventory; Faces Pain Scale and Visually Induced Motion Sickness Scale

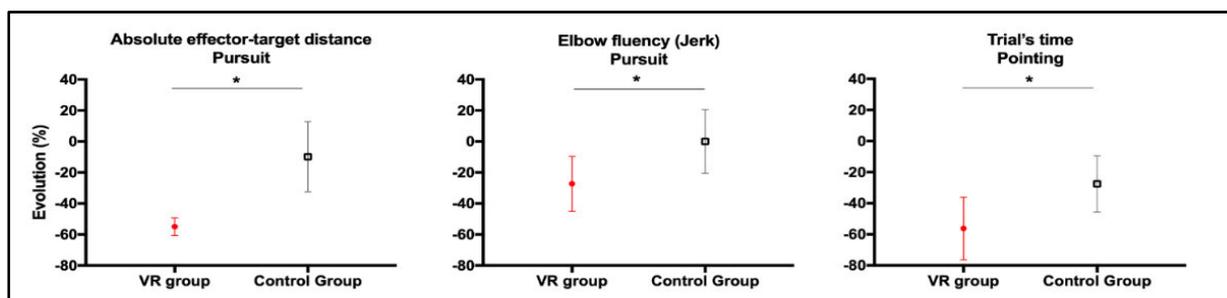
Measure	Group	Raw data mean (± SD)			Relative data (%) mean (± SD)		
		Pre-test	Post-test	Follow-up	Post— Pre	Follow-up — Pre	Statistic effects
<b>Children's Hand-use Experience Questionnaire</b>							
Grasp efficacy (0-100)	VR group (N= 8)	30.88 (±14.11)	29.63 (± 15.06)	30.88 (± 16.77)	-4% (± 36)	2% (± 55)	No effect
	Control group (N= 9)	40.78 (± 22.67)	37.88 (± 20.72)	36.22 (± 17.85)	-3% (± 22)	-4% (± 24)	F(1,15)=.22, (η <sup>2</sup> =0.01) p>.05
Time utilization (0-100)	VR group (N= 7)	40.29 (± 15.66)	41.86 (± 11.88)	33 (± 20.62)	12% (± 28)	-23% (± 43)	No effect
	Control group (N= 9)	40.78 (± 17.09)	44.11 (± 11.81)	44.22 (± 8.58)	22% (± 48)	23% (± 45)	F(1,14)=2.74, (η <sup>2</sup> =0.16) p>.05
Feeling bothered (0-100)	VR group (N= 8)	50.75 (± 18.33)	58.00 (± 28.76)	54.63 (± 35.12)	11% (± 18)	-2% (± 44)	No effect
	Control group (N= 8)	45.88 (± 19.16)	44.63 (± 9.94)	46.88 (± 10.60)	11% (± 43)	14% (± 36)	F(1,14)=.77, (η <sup>2</sup> =0.05) p>.05
<b>Intrinsic Motivation Inventory</b>							
Interest/enjoyment (1-5)	VR groupe (N= 10)	4.70 (± 0.43)	4.57 5 (± 0.70)	4.47 (± 0.65)	-3% (± 13)	-4% (± 17)	No effect
	Control group (N= 10)	4.87 (± 0.23)	5 (± 0)	4.97 5 (± 0.11)	3% (± 5)	2% (± 6)	F(1,18)=.04, (η <sup>2</sup> =0.002) p>.05
Effort/importance (1-5)	VR groupe (N= 10)	4.53 (± 0.48)	4.57 (± 0.47)	4.60 (± 0.41)	1% % (± 8)	2 % (± 13)	No effect
	Control group (N= 10)	4.73 (± 0.62)	4.77 (± 0.35)	4.53 (± 0.50)	2 % (± 11)	-2 % (± 19)	F(1,18)=.96, (η <sup>2</sup> =0.05) No effect
Value/usefulness (1-5)	VR groupe (N= 10)	4.60 (± 0.38)	4.53 (± 0.53)	4.20 (± 0.98)	1% % (± 8)	2 % (± 13)	No effect
	Control group (N= 10)	4.80 (± 0.28)	4.87 (± 0.23)	4.87 (± 0.17)	1 % (± 3)	2 % (± 7)	F(1,18)=1.06, (η <sup>2</sup> =0.05) p>.05
Perceived Competence (1-5)	VR groupe (N= 10)	4.07 (± 0.75)	4.53 (± 0.55)	4.33 (± 0.68)	16 % (± 35)	11 % (± 38)	No effect
	Control group (N= 10)	4.50 (± 0.53)	4.60 (± 0.54)	4.53 (± 0.53)	3 % (± 11)	2 % (± 14)	F(1,18)=.04, (η <sup>2</sup> =0.02) p>.05
<b>Adverse effects assessment after VR exposure</b>							
Faces Pain Scale (0-10)	VR groupe (N= 10)	1.40 (± 2.50)	1.40 (± 3.27)	0 (± 0)	-28% (± 51)	-40% ± (52)	No effect
	Control group (N= 10)	1 (± 1.70)	1 (± 1.41)	0.80 (± 1.03)	-15% (± 34)	-15% (± 34)	F(1,18)=1.00, (η <sup>2</sup> =0.05) p>.05
Visually Induced Motion Sickness Scale (0-4)	VR groupe (N= 10)	0.40 ± (0.52)	0.20 ± (0.42)	0.20 ± (0.63)	-20% (± 42)	-30% (± 48)	No effect
	Control group (N= 10)	0 (± 0)	0 (± 0)	0.10 (± 0.32)	0% (± 0)	0% (± 0)	F(1,18)=1.00, (η <sup>2</sup> =0.05) p>.05

VR: virtual reality

**Table 4.** Raw data (mean ± SD) and relative data (% , mean ± SD) for the tracking and pointing virtual tasks scores : Elbow ROM; target/effector distance; Trial's time and elbow fluency

Measure	Group	Raw data mean (± SD)			Relative data (%) mean (± SD)		
		Pre-test	Post-test	Follow-up	Post— Pre	Follow-up — Pre	Statistic effects
<b>Tracking and pointing virtual tasks</b>							
Elbow ROM (°)	VR group (N=8)	41.8 (± 7.6)	37.8 (± 6.5)	40.4 (±7.7)	- 7 % (± 23)	- 1 % (± 25)	No effect
	Control group (N=10)	44.3 (± 10.2)	42.8 (± 10.6)	43.9 (± 8.0)	- 2 % (± 23)	3 % (± 28)	F(1, 16)=.019, (η <sup>2</sup> =0.01) p>.05
Absolute target/effector distance (m)	VR group (N=8)	0.60 (± 0.20)	0.26 (± 0.07)	0.27 (± 0.07)	- 56 % (± 6) *	- 54 % (± 5) *	F(1, 16)=50.34 , (η <sup>2</sup> =0.76) p<.001
	Control group (N=10)	0.48 (± 0.18)	0.43 (± 0.19)	0.42 (± 0.17)	- 9 % (± 23)	- 10 % (± 22)	
Trial's time (sec)	VR group (N=8)	25.5 (± 14.8)	8.5 (± 2.2)	9.2 (± 2.6)	- 57 % (± 16) *	- 55 % (± 21) *	F(1, 15)=10.03, (η <sup>2</sup> =0.40) p<.05
	Control group (N=9)	17.9 (± 10.7)	11.7 (± 5.7)	11.7 (± 6.4)	- 28 % (± 16)	- 27 % (± 21)	
Jerk (elbow fluency) (m.s-3)	VR group (N=8)	11.9 (± 5.8)	7.6 (± 1.9)	8.5 (± 3.0)	- 30 % (± 18) *	- 24 % (± 17) *	F(1, 15)=9.14, (η <sup>2</sup> =0.39) p<.05
	Control group (N=9)	9.2 (± 2.8)	8.9 (± 2.4)	9.1 (± 2.4)	- 1 % (± 21)	1 % (± 20)	

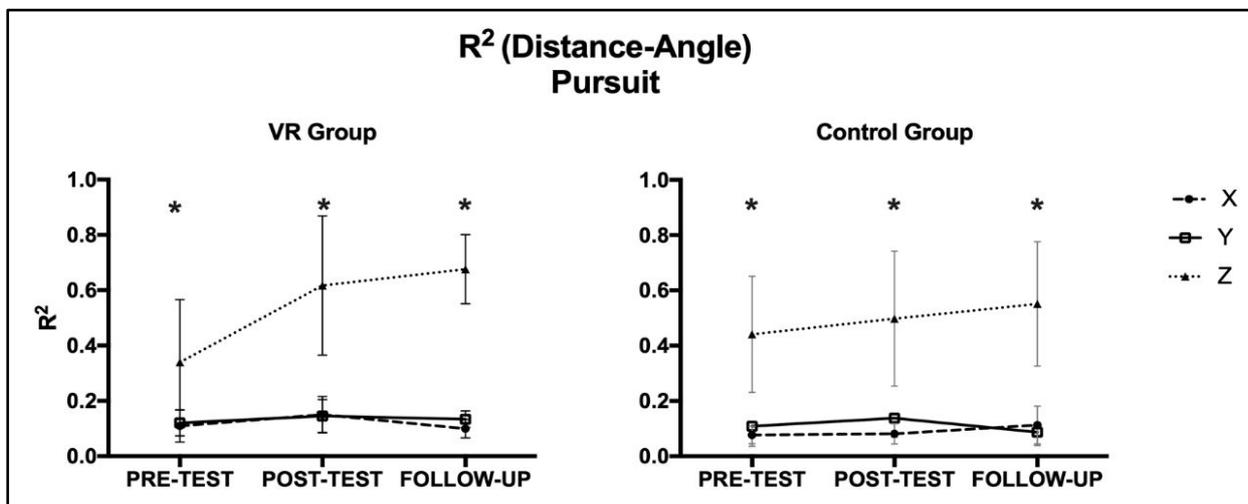
\* Characterizes significant differences between groups



**Figure 3 :** Figure 4. Depiction of evolution (% , means ± standard deviation) between pre- and post-tests for absolute effector-target distance (left panel), elbow fluency (middle panel), and trial's time (right panel), for virtual reality (in red) and control groups (in black).

Concerning the involvement of the elbow in the 3 dimensions of space (x, y and z), the ANOVA performed on the coefficient of variation ( $R^2$ ) showed an interaction effect Axis x Test x Group,  $F(4, 64)=3.65, p<.05$  ( $\eta^2=0.19$ ) (Figure 4). The Tukey *post-hoc* indicated a significantly greater involvement of the elbow in the depth dimension (z) for both groups of participants, during

three evaluations. This elbow involvement was significantly even greater for participants in the intervention group in post-tests 1 and follow-up.



**Figure 4 :** Depictions of R<sup>2</sup> values (means ± standard deviation) for each dimension (x, y and z), for VR (left panel and control groups (right panel), in pre-test, post-test and follow-up.

### 3.3 Motivational parameters and adverse effects

Regarding the motivation questionnaire, we found no difference between the groups for the four dimensions analyzed. However, both the intervention group and the control group showed high motivation scores after performing the virtual reality tasks, and this was maintained across all three assessments. Nor did we find any differences between the groups in terms of the development of adverse effects such as dizziness or pain after using virtual reality. These results are presented in Table 3.

## 4. Discussion

This randomized controlled trial determined the effectiveness of an immersive virtual reality device added to usual care compared to usual care alone for upper limb rehabilitation in children and adolescents with cerebral palsy. We examined the effects of the device on motor, functional, and kinematic parameters. In addition, we assessed the motivation of all participants during the execution of the proposed visuo-motor virtual tasks, as well as the adverse effects associated with the immersive virtual environment.

In terms of motor skills, results indicated that the intervention group that benefited from the virtual reality protocol achieved higher *MABC* “manual dexterity” scores than control groups.

Improvements in the “manual dexterity” scores can be correlated with improvements in velocity and visual-motor coordination when performing perceptual-motor tasks in the virtual environment. The results of these studies are in accordance with those of Alsaif & Alsenany, (2015), who also observed significant improvements in the manual dexterity test in favor of virtual reality-based treatment. Nonetheless, these authors also discovered outcomes that favored virtual reality in the second test, namely “aiming and catching”, of the *MABC*. This result may be related to the duration of the program proposed by these authors, which was 12 weeks in total. Furthermore, the authors used the Nintendo Wii games in their program, which may require movements with a greater range of motion of the upper limb, likely to have a positive impact on these tests.

However, no difference was found between both groups in the manual dexterity skills assessed by the *BBT*. We suppose that this lack of result may be linked to the fact that these tasks require significant fine motor skills that are not widely encouraged in the virtual tasks offered on our device. These findings agree with those of Sajan et al. (2017), who also found no favorable results for virtual reality based on Nintendo Wii games, on *BBT* scores. To our knowledges, there are still few virtual reality devices involving hand movements, which are so affected by cerebral palsy (Daliri et al., 2023; Saussez et al., 2021). This aspect could be considered when designing new virtual reality devices for rehabilitation.

Analysis of *CHEQ* scores, which assess the use of the arm in activities of daily living, revealed no differences between the two groups. Indeed, the factors likely to have an impact on the transfer of enhancements from the virtual environment to the real-life context remains uncertain. According to Levac et al. (2019), this can be attributed to the fact that virtual tasks require fewer degrees of freedom than daily activities, which can have an impact on the transfer of skills acquired in the virtual to the real world. Even though we found interesting results regarding the involvement of the elbow in the depth dimension (*z*), especially for the participants of the intervention group, the tasks did not allow for such an effective transfer for daily functional activities. However, it is important to consider that some studies have shown more favorable results than ours using similar daily life questionnaires, such as the *Abilhand-kids*, to evaluate the effects of virtual reality in cerebral palsy rehabilitation (Zoccolillo L; Morelli D; Cincotti F; Muzzioli L; Gobbetti T; Paolucci S; Iosa, 2015). It seems, however, that in the case of these studies, the results depend more on the characteristics of the rehabilitation

programs than on the specifics of virtual reality. These studies used longer therapy programs than ours and included longer sessions. Furthermore, other studies such as those by Bedair et al. (2016) and Menekseoglu et al. (2023) combined virtual reality with conventional therapy in the same session, thus proposing another therapeutic modality that could influence on the results obtained in the questionnaire. Finally, we must also consider that daily activities are bi-manual and are assessed in such a way by the *CHEQ* and *Abilhand-kids*. Consequently, our results may not be as satisfactory given that we proposed a unilateral intervention.

We also observed an increase in the amplitude of elbow flexion and shoulder adduction movements. These improvements are probably due to the repetition of movements in different ranges and especially in-depth (Malick et al., 2022). This is interesting because children and adolescents with cerebral palsy usually have a reduced range of motion due to spasticity, contractures, and deformities of the upper limb (Boyd et al., 2001). However, although this has not been shown, we expected an improvement in the amplitude of other movements, especially elbow extension (Chin et al., 2005). As already mentioned, the more successful the children were in the virtual reality tasks, the larger the cube size became, and the larger the movement needed to complete the task. However, we suppose that some participants did not progress significantly because they had impaired visuomotor skills, coordination, and range of motion in their upper limb.

One of the original features of our study was that our virtual reality device was able to provide measures of movement analysis and performance in children with cerebral palsy, which to our knowledge is not the case in current studies published on the subject (Keshner et al., 2019; Klinger et al., 2010; Weiss et al., 2004). Parameters measured by motion capture and performance analysis in the two visuo-motor tasks showed favorable results in terms of accuracy, velocity, and fluidity of movement. Movement accuracy, assessed using the absolute target-effector distance, increased by around 56% at post-test and was maintained at the follow-up for the participants of the intervention group, in contrast with children and adolescents in the control group, who only increased their accuracy by around 9%. Similarly, in the pointing task, it was observed that the children and adolescents in the intervention group increased their movement velocity by around 57% in the post-test, compared to around 28% for the control group, and have maintained this performance three months after the end of the protocol. Finally, this virtual reality intervention proved to be effective in increasing the fluency of participants'

upper limbs' movement. The Jerk results showed a significant increase of 30% in this fluency in the intervention group between pre-test and post-test, while in the control group it remained the same. This result is interesting because the fluidity of movement can have a positive impact on functional therapies (Cacioppo et al., 2023).

Intrinsic motivation is an important aspect of the rehabilitation process but is often overlooked in several clinical studies and in clinical practice (Majnemer & Heidi Schambraa, 2011; Meyns et al., 2018). In the present study, an intrinsic motivation questionnaire was administered to all participants at pre-test, post-test, and follow-up. Results revealed that both groups showed high motivation scores after performing the virtual reality tasks, and these scores were maintained across all three assessments. We assume that the playful aspect of our virtual reality tasks helped to involve young patients in this new therapeutic protocol. This gave meaning to the task and had a positive impact on their results. In fact, this is one of the main advantages of virtual reality, which enable gamification elements to be incorporated into therapy to get participants more involved in rehabilitation sessions (Johnson et al., 2016). We also assessed adverse effects related to the use of virtual reality in all participants after exposure to the immersive environment. Participants did not experience any symptoms of dizziness or pain. This is important for advancing the use of more immersive environments in rehabilitation because, when well-used and adapted, they are safe for patients (Glegg & Levac, 2018; Tychsen & Thio, 2020).

### *Limitations*

From a methodological standpoint, we can point a few limitations in the conduct of our study. The sample size designed for this study might have been too small to highlight more improvements in the various tests carried out. We would also like to point out another methodological flaw, namely the absence of blinding for the evaluators during the assessment phases (Christopher G Maher, 2003).

In addition, we consider that although the device was designed to integrate motor learning principles, this may not have been sufficiently implemented, impacting on the results. For example, we don't know exactly how many repetitions were needed in our protocol to positively influence activities of daily living, and perhaps additional sessions would have been relevant

(Levin & Demers, 2021). This was highlighted by Demers et al. (2021), who examined whether virtual reality devices used in the rehabilitation of people with cerebral palsy integrating all the principles of effective rehabilitation, such as motor learning principles. These authors consider that these aspects should be further integrated into the devices to optimize the rehabilitation process.

Furthermore, Golomb et al. (2010) and You et al. (2005) demonstrated that virtual reality intervention in children with cerebral palsy promoted cerebral plasticity, resulting in lasting changes in functional abilities. However, the changes depend on the extent to which motor learning principles are integrated into interventions (Kleim & Jones, 2008). This is why we believe that, although the participants in our study improved their performance in virtual tasks, this was not observed as robustly in functional activities in the real context due to a lack of integration of certain principles, such as intensity or the repetition. This is particularly the case in the systematic review by Burin-Chu et al. (2023), who found positive results in favor of virtual reality only when it was combined with the conventional therapy proposed in the research protocol, which significantly increased the repetition of specific exercises. In our study, we incorporated virtual reality into the participants' usual care, but we didn't propose any conventional intervention to combine with virtual therapy for either the intervention or control group. As such, the proposed therapy may not have been very intensive, which may have had an impact on the results.

#### *Implications for clinical practice and research*

As far as we know, this is the first study to use visuomotor tasks in an immersive virtual reality environment for upper limb rehabilitation in children and adolescents with cerebral palsy. Moreover, so far, only one randomized clinical trial has evaluated the effects of a fully immersive virtual reality-based intervention (Menekseoglu et al., 2023). Our results revealed that the use of a fully immersive environment facilitates a significant interaction with the virtual environment, enabling broader movements and a greater level of patient's involvement. The present findings contribute to the advancement of knowledge regarding the use of virtual reality in both clinical and research fields. However, it is unclear whether the features of the devices have an impact on the effects of the therapy, as demonstrated by Burin-Chu et al. (2023). Furthermore, our study emphasizes the importance of using devices specifically designed for

rehabilitation to integrate the principles of motor learning. This device was developed considering the limitations encountered by children and adolescents with cerebral palsy. Therefore, it appears that well-designed virtual reality rehabilitation devices with greater immersion can be used more safely and effectively in therapy. However, further research is needed to determine the conditions necessary to promote a transfer of motor learning in real life, since rehabilitation results are most important when they affect the patients' daily functionality. Further studies are needed to examine different approaches to best integrate the principles of motor learning into virtual reality-based interventions with high degrees of immersion.

## 5. Conclusion

Adding an upper limb motor intervention using virtual reality to the usual care of children and adolescents with cerebral palsy proved to be effective in improving motor skills and range of motion of the elbow and shoulder. The virtual reality program was well accepted and tolerated by participants, who also showed a high level of motivation to perform virtual reality tasks. We also observed a significant improvement in performance parameters, velocity, and fluency of movement in virtual visuo-motor tasks in participants in the intervention group. However, this virtual reality program did not allow us to observe the transfer of these improvements to the activities of daily life. In conclusion, our virtual reality device appears to be a safe and effective rehabilitation tool for children and adolescents with cerebral palsy, but it would be interesting to test it in other, possibly more intensive protocols, to enable better integration of motor learning principles.

## REFERENCES

1. Agrawal, A. K., Robertson, S., Litwin, L., Tringale, E., Treadwell, M., Hoppe, C., & Marsh, A. (2019). Virtual reality as complementary pain therapy in hospitalized patients with sickle cell disease. *Pediatric Blood and Cancer*, 66(2). <https://doi.org/10.1002/pbc.27525>
2. Alrashidi, M., Wadey, C. A., Tomlinson, R. J., Buckingham, G., & Williams, C. A. (2022). The efficacy of virtual reality interventions compared with conventional physiotherapy in improving the upper limb motor function of children with cerebral palsy: a systematic review of randomised controlled trials. *Disability and Rehabilitation*, 1–11. <https://doi.org/10.1080/09638288.2022.2071484>
3. Alsaif, A. A., & Alsenany, S. (2015). Effects of interactive games on motor performance in children with spastic cerebral palsy. *J. Phys. Ther. Sci.*, 2001(2003).

4. Bedair, R., Al-Talawy, H., Shoukry, K., & Abdul-Raouf, E. (n.d.). *Impact of virtual reality games as an adjunct treatment tool on upper extremity function of spastic hemiplegic children.*
5. Bedair, R., Al-Talawy, H., Shoukry, K., & Abdul-Raouf, E. (2016). Impact of virtual reality games as an adjunct treatment tool on upper extremity function of spastic hemiplegic children. *International Journal of PharmTech Research*, 9, 01–08.
6. Bleyenheuft, Y., & Gordon, A. M. (2014). Hand-Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremities (HABIT-ILE) for children with cerebral palsy. In *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics* (Vol. 34, Issue 4, pp. 390–403). Informa Healthcare. <https://doi.org/10.3109/01942638.2014.932884>
7. Boyd, R. N., Morris, M. E., & Graham, H. K. (2001). Management of upper limb dysfunction in children with cerebral palsy: A systematic review. *European Journal of Neurology*, 8, 150–166. <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2001.00048.x>
8. Burin-Chu, S., Baillet, H., Leconte, P., Lejeune, L., Thouvarecq, R., & Benguigui, N. (2023). Effectiveness of virtual reality interventions of the upper limb in children and young adults with cerebral palsy: A systematic review with meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1177/02692155231187858>
9. Cacioppo, M., Loos, A., Lempereur, M., & Brochard, S. (2023). Bimanual movements in children with cerebral palsy: a systematic review of instrumented assessments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01150-7>
10. Charles, J., Lavinder, G., & Gordon, A. (2001). Effects of Constraint Induced Therapy on Hand. *Pediatric Physical Therapy*, 12(2), 68–76.
11. Chen, Y., Fanchiang, H. D., & Howard, A. (2018). Effectiveness of Virtual Reality in Children With Cerebral Palsy: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. In *Physical Therapy* □ (Vol. 98, Issue 1). <https://academic.oup.com/ptj>
12. Chin, T. Y. P., Duncan, J. A., Johnstone, B. R., & Kerr Graham, H. (2005). Management of the upper limb in cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 14, 389–404.
13. Christopher G Maher, C. S. R. D. H. A. M. M. E. (2003). Reliability of the PEDro Scale for Rating Quality of Randomized Controlled Trials. *Physical Therapy*, 83(8), 713–721. [www.pedro.fhs.usyd](http://www.pedro.fhs.usyd).
14. Daliri, M., Moradi, A., Fatorehchy, S., Bakhshi, E., Moradi, E., & Sabbaghi, S. (2023). Investigating the Effect of Leap Motion on Upper Extremity Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Trial. *Developmental Neurorehabilitation*, 1–9. <https://doi.org/10.1080/17518423.2023.2203210>
15. Demers, M., Fung, K., Subramanian, S. K., Lemay, M., & Robert, M. T. (2021). Integration of motor learning principles into virtual reality interventions for individuals with cerebral palsy: Systematic review. *JMIR Serious Games*, 9(2). <https://doi.org/10.2196/23822>
16. Demers, M., Martinie, O., Winstein, C., & Robert, M. T. (2020). Active Video Games and Low-Cost Virtual Reality: An Ideal Therapeutic Modality for Children With Physical Disabilities During a Global Pandemic. *Frontiers in Neurology*, 11. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.601898>
17. Eliasson, A.-C., Krumlinde-Sundholm, L., Rösblad, B., Beckung, E., Arner, M., Öhrvall, A.-M., & Rosenbaum, P. (2007). The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 48(7), 549–554. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2006.tb01313.x>
18. Fandim, J. V., Saragiotto, B. T., Porfirio, G. J. M., & Santana, R. F. (2020). Effectiveness of virtual reality in children and young adults with cerebral palsy: a systematic review of

- randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 25(4), 369–386. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2020.11.003>
19. Fedrizzi, E., Pagliano, E., Andreucci, E., & Oleari, G. (2003). Hand function in children with hemiplegic cerebral palsy: Prospective follow-up and functional outcome in adolescence. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45(2), 85–91. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2003.tb00910.x>
  20. Galvin, J., & Levac, D. (2011). Facilitating clinical decision-making about the use of virtual reality within paediatric motor rehabilitation: Describing and classifying virtual reality systems. *Developmental Neurorehabilitation*, 14(2), 112–122. <https://doi.org/10.3109/17518423.2010.535805>
  21. Glegg, S. M. N., & Levac, D. E. (2018). Barriers, Facilitators and Interventions to Support Virtual Reality Implementation in Rehabilitation: A Scoping Review. *PM and R*, 10(11), 1237-1251.e1. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.07.004>
  22. Golomb, M. R., McDonald, B. C., Warden, S. J., Yonkman, J., Saykin, A. J., Shirley, B., Huber, M., Rabin, B., AbdelBaky, M., Nwosu, M. E., Barkat-Masih, M., & Burdea, G. C. (2010). In-Home Virtual Reality Videogame Telerehabilitation in Adolescents With Hemiplegic Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(1). <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.08.153>
  23. Graham, H. K., Rosenbaum, P., Paneth, N., Dan, B., Lin, J. P., Damiano, Di. L., Becher, J. G., Gaebler-Spira, D., Colver, A., Reddihough, Di. S., Crompton, K. E., & Lieber, R. L. (2016). Cerebral palsy. *Nature Reviews Disease Primers*, 2(1582). <https://doi.org/10.1038/nrdp.2015.82>
  24. Harris, K., & Reid, D. (2005). The influence of virtual reality play on children’s motivation. *Can J Occup Ther*., 72(1), 21–29.
  25. Henderson, S. E., & Sugden, D. A. (1992). Movement Assessment Battery for Children. Kent, UK: The Psychological Corporation.
  26. Hicks, C. L., Von Baeyer, C. L., Spafford, P. A., Van Korlaar, I., & Goodenough, B. (2001). The Faces Pain Scale - Revised: Toward a common metric in pediatric pain measurement. *Pain*, 93(2), 173–183. [https://doi.org/10.1016/S0304-3959\(01\)00314-1](https://doi.org/10.1016/S0304-3959(01)00314-1)
  27. Hung, Y. C., & Gordon, A. M. (2013). Motor learning of a bimanual task in children with unilateral cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 34(6), 1891–1896. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.03.008>
  28. Hwang, A. D., Deng, H., Gao, Z., & Peli, E. (2018). Quantifying visually induced motion sickness (VIMS) during stereoscopic 3D viewing using temporal VIMS rating. *IS and T International Symposium on Electronic Imaging Science and Technology*, 61(6). <https://doi.org/10.2352/J.ImagingSci.Technol.2017.61.6.060405>
  29. Johnson, D., Deterding, S., Kuhn, K. A., Staneva, A., Stoyanov, S., & Hides, L. (2016). Gamification for health and wellbeing: A systematic review of the literature. *Internet Interventions*, 6, 89–106. <https://doi.org/10.1016/j.invent.2016.10.002>
  30. Juliano, J. M., Spicer, R. P., Vourvopoulos, A., Lefebvre, S., Jann, K., Ard, T., Santarnecchi, E., Krum, D. M., & Liew, S. L. (2020). Embodiment is related to better performance on a brain–computer interface in immersive virtual reality: A pilot study. *Sensors (Switzerland)*, 20(4). <https://doi.org/10.3390/s20041204>
  31. Keshner, E. A. (2004). Virtual reality and physical rehabilitation: A new toy or a new research and rehabilitation tool? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-1-8>

32. Keshner, E. A., & Lamontagne, A. (2021). The Untapped Potential of Virtual Reality in Rehabilitation of Balance and Gait in Neurological Disorders. *Frontiers in Virtual Reality*, 2. <https://doi.org/10.3389/frvir.2021.641650>
33. Keshner, E. A., Weiss, P. T., Geifman, D., & Raban, D. (2019). Tracking the evolution of virtual reality applications to rehabilitation as a field of study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0552-6>
34. Kleim, J. A., & Jones, T. A. (2008). Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation After Brain Damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 51, 225–239.
35. Klinger, E., Weiss, T., & Joseph, P.-A. (2010). Virtual reality for learning and rehabilitation. In *Rethinking physical and rehabilitation medicine*.
36. Levac, D. E., & Galvin, J. (2011). Facilitating clinical decision-making about the use of virtual reality within paediatric motor rehabilitation: Application of a classification framework. *Developmental Neurorehabilitation*, 14(3), 177–184. <https://doi.org/10.3109/17518423.2011.554487>
37. Levac, D. E., Huber, M. E., & Sternad, D. (2019). Learning and transfer of complex motor skills in virtual reality: A perspective review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0587-8>
38. Levac, D., Rivard, L., & Missiuna, C. (2012). Defining the active ingredients of interactive computer play interventions for children with neuromotor impairments: A scoping review. *Research in Developmental Disabilities*, 33(1), 214–223. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.09.007>
39. Levac, D., & Sveistrup, H. (2014). Motor Learning and Virtual Reality. In P. Weiss, E. Keshner, & M. Levin (Eds.), *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation* (pp. 25–46). Springer. [https://doi.org/10.1007/978-1-4939-0968-1\\_3](https://doi.org/10.1007/978-1-4939-0968-1_3)
40. Levin, M. F., & Demers, M. (2021). Motor learning in neurological rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, 43(24), 3445–3453. <https://doi.org/10.1080/09638288.2020.1752317>
41. Levin, M. F., Weiss, P. L., Keshner, E. A., Levin, M. F., Weiss, P. L., & Keshner, E. A. (2015). *Emergence of Virtual Reality as a Tool for Upper Limb Rehabilitation: Incorporation of Motor Control and Motor Learning Principles*. <https://academic.oup.com/ptj/article/95/3/415/2686558>
42. Maier, M., Rubio Ballester, B., Duff, A., Duarte Oller, E., & Verschure, P. F. M. J. (2019). Effect of Specific Over Nonspecific VR-Based Rehabilitation on Poststroke Motor Recovery: A Systematic Meta-analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 33(2), 112–129. <https://doi.org/10.1177/1545968318820169>
43. Majnemer, A., & Heidi Schambraa, E. M. W. D. L. N. S. and L. G. C. (2011). Importance of motivation to children's participation: A motivation to change. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, 31(1), 1–3. <https://doi.org/10.3109/01942638.2011.541747>
44. Malick, W. H., Butt, R., Awan, W. A., Ashfaq, M., & Mahmood, Q. (2022). Effects of Augmented Reality Intervention on the Range of Motion and Muscle Strength of Upper Extremity in Children with Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy: A Randomized Clinical Trial. *Games for Health Journal*, 11(3), 168–176. <https://doi.org/10.1089/g4h.2021.0128>
45. Massetti, T., da Silva, T. D., Crocetta, T. B., Guarnieri, R., de Freitas, B. L., Bianchi Lopes, P., Watson, S., Tonks, J., & de Mello Monteiro, C. B. (2018). The Clinical Utility of Virtual Reality in Neurorehabilitation: A Systematic Review. *Journal of Central Nervous System Disease*, 10, 117957351881354. <https://doi.org/10.1177/1179573518813541>

46. Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1895). *Adult Norills for the Box and Block Test of Manual Dexterity (hand evaluation, hand, motor skills, occupational therapy, tests)*. 39(6), 386–391. <http://AOTA.org/terms>
47. McAuley, E. , Duncan, T. , & Tammen, V. V. (1987). Psychometric properties of the Intrinsic Motivation Inventory in a competitive sport setting: A confirmatory factor analysis. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 60, 48–58.
48. Menekseoglu, A. K., Capan, N., Arman, S., & Aydin, A. R. (2023). The Effect of a Virtual Reality-mediated Gamified Rehabilitation Program on Upper Extremity Functions in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy: A Prospective, Randomized Controlled Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 102(3), 198–205.
49. Meyns, P., Roman de Mettelinge, T., van der Spank, J., Coussens, M., & Van Waelvelde, H. (2018). Motivation in pediatric motor rehabilitation: A systematic search of the literature using the self-determination theory as a conceptual framework. *Developmental Neurorehabilitation*, 21(6), 371–390. <https://doi.org/10.1080/17518423.2017.1295286>
50. Niehorster, D. C., Li, L., & Lappe, M. (2017). The accuracy and precision of position and orientation tracking in the HTC vive virtual reality system for scientific research. *I-Perception*, 8(3), 1–23. <https://doi.org/10.1177/2041669517708205>
51. Novak, I., Morgan, C., Fahey, M., Finch-Edmondson, M., Galea, C., Hines, A., Langdon, K., Namara, M. M., Paton, M. C., Popat, H., Shore, B., Khamis, A., Stanton, E., Finemore, O. P., Tricks, A., te Velde, A., Dark, L., Morton, N., & Badawi, N. (2020). State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic Review of Interventions for Preventing and Treating Children with Cerebral Palsy. In *Current Neurology and Neuroscience Reports* (Vol. 20, Issue 2). Springer. <https://doi.org/10.1007/s11910-020-1022-z>
52. Paulson, A., & Vargus-Adams, J. (2017). Overview of four functional classification systems commonly used in cerebral palsy. *Children*, 4(30). <https://doi.org/10.3390/children4040030>
53. Rathinam, C., Mohan, V., Peirson, J., Skinner, J., Nethaji, K. S., & Kuhn, I. (2019). Effectiveness of virtual reality in the treatment of hand function in children with cerebral palsy: A systematic review. *Journal of Hand Therapy*, 32(4), 426-434.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2018.01.006>
54. Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., & Bax, M. (2007). A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006. In *Developmental Medicine and Child Neurology* (Vol. 49, Issue SUPPL. 2, pp. 8–14). Blackwell Publishing Ltd. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x>
55. Sajan, J. E., John, J. A., Grace, P., Sabu, S. S., & Tharion, G. (2017). Wii-based interactive video games as a supplement to conventional therapy for rehabilitation of children with cerebral palsy: A pilot, randomized controlled trial. *Developmental Neurorehabilitation*, 20(6), 361–367. <https://doi.org/10.1080/17518423.2016.1252970>
56. Sakzewski, L., Ziviani, J., & Boyd, R. N. (2014). Efficacy of upper limb therapies for unilateral cerebral palsy: A meta-analysis. *Pediatrics*, 133(1). <https://doi.org/10.1542/peds.2013-0675>
57. Saussez, G., Bailly, R., Araneda, R., Paradis, J., Ebner-Karestinos, D., Klocker, A., Delsaute, M., Sogbossi, E., Riquelme, I., Brochard, S., & al., et. (2023). Efficacy of a semi-immersive virtual device intervention in children with unilateral cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 63(SUPPL 3), 44-45. <https://doi.org/10.1111/dmcn.15004>
58. Sköld, A., Hermansson, L. N., Krumlinde-Sundholm, L., & Eliasson, A. C. (2011). Development and evidence of validity for the Children’s Hand-use Experience

- Questionnaire (CHEQ). *Developmental Medicine and Child Neurology*, 53(5), 436–442. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2010.03896.x>
59. Tychsen, L., & Thio, L. L. (2020). Concern of photosensitive seizures evoked by 3D video displays or virtual reality headsets in children: Current perspective. In *Eye and Brain* (Vol. 12, pp. 45–48). Dove Medical Press Ltd. <https://doi.org/10.2147/EB.S233195>
60. Weiss, P., Kizony, R., Feintuch, U., & Katz, N. (2006). Virtual reality in neurorehabilitation. *Cambridge University Press*.
61. 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. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-1-12>
62. Weiss, P. L., Tirosh, E., & Fehlings, D. (2014). Role of virtual reality for cerebral palsy management. *Journal of Child Neurology*, 29(8), 1119–1124. <https://doi.org/10.1177/0883073814533007>
63. You, S. H., Jang, S. H., Kim, Y.-H., Kwon, Y.-H., Barrow, I., & Hallett, M. (2005). Cortical reorganization induced by virtual reality therapy in a child with hemiparetic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 47(9), 628–635. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2005.tb01216.x>
64. Zoccolillo L; Morelli D; Cincotti F; Muzzioli L; Gobbetti T; Paolucci S; Iosa. (2015). Video-game based therapy performed by children with cerebral palsy: a cross-over randomized controlled trial and a cross-sectional quantitative measure of physical activity [with consumer summary]. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* 2015 Dec;51(6):669-676.

## **Points clés du chapitre 6**

Le protocole contrôlé randomisé qui a été effectué dans le cadre de ce travail doctoral, a inclus 20 participants atteints d'une paralysie cérébrale unilatérale ou bilatérale, âgés de 10 à 17 ans et ayant des niveaux au *Manual Ability Classification System* et au *Gross Motor Function Classification System* allant de I à IV.

Les 10 participants du groupe d'intervention ont bénéficié de trois séances de rééducation en réalité virtuelle de 45 minutes par semaine pendant quatre semaines, en plus de leurs soins habituels. Les 10 participants du groupe contrôle ont suivi leurs soins habituels.

Tous les participants ont été évalués dans le pré et post test, ainsi que trois mois après la fin de l'intervention, à partir de différents tests qui mesurent des paramètres moteurs, fonctionnels, motivationnels et d'analyse du mouvement.

Les résultats montrent une amélioration significative des scores de dextérité manuelle au *Movement Assessment Battery for Children* uniquement chez les participants du groupe intervention. Nous avons constaté une amélioration significative de l'amplitude de mouvement de flexion du coude et d'adduction de l'épaule uniquement chez les participants du groupe intervention. Cependant, nous n'avons pas constaté de différences entre les groupes concernant les résultats au test *Box and blocks test* et au *Children's Hand-use Experience Questionnaire*.

Des améliorations significatives ont été constatées pour les paramètres d'analyse du mouvement, notamment dans le groupe d'intervention, en ce qui concerne les paramètres de performance pour les tâches de pointage et de poursuite, ainsi que la fluidité du mouvement. Ces données révèlent la capacité des enfants et des adolescents à apprendre la tâche tout au long de la rééducation.

On a également remarqué que le membre supérieur était impliqué dans la dimension de la profondeur lors de la tâche de poursuite, et de manière plus évidente chez les participants du groupe intervention. Ces résultats sont intéressants car ils démontrent l'intérêt de réaliser une tâche dans un environnement tridimensionnel plus proche du contexte réel. Ces mouvements en profondeur ont pu contribuer à l'amélioration des paramètres d'amplitude des mouvements.

Nous avons utilisé un questionnaire de motivation avec tous les participants après l'utilisation de la réalité virtuelle dans les phases de pré-test, de post-test et de suivi et nous avons noté qu'ils ont tous maintenu des scores élevés dans toutes dimensions de cet outil. En fait, l'environnement

virtuel et l'aspect ludique des tâches ont rendu la rééducation amusante et attrayante pour les participants.

Nous avons également utilisé deux échelles après l'utilisation de la réalité virtuelle dans les trois évaluations (pré-test, post-test et suivi) et nous n'avons observé aucune gêne de vertige ou de douleur liée à l'utilisation du dispositif. Cela semble montrer que l'environnement virtuel immersif proposé permet une activité sûre sans entraîner d'effets néfastes.

Au regard des résultats obtenus, il apparaît que cette étude est prometteuse et encourage à mener d'autres études utilisant des environnements virtuels totalement immersifs dans à visée de rééducation motrice.

Les perspectives relatives à ce dispositif de réalité virtuelle seront présentées dans la discussion générale de ce manuscrit.

# **Discussion générale**

Ce travail doctoral visait deux objectifs principaux. Le premier, dans une perspective de recherche et développement, était de concevoir et de développer un nouveau dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice d'enfants et d'adolescents en situation de handicap moteur. Le second objectif s'inscrivait dans un contexte de recherche clinique et consistait à évaluer les effets de ce dispositif de réalité virtuelle auprès d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale, et plus particulièrement sur la rééducation motrice et fonctionnelle du membre supérieur.

Ainsi, ce travail doctoral a donné lieu à la réalisation d'une revue systématique (étude 1), visant à évaluer les effets et à identifier les caractéristiques des dispositifs de la rééducation en réalité virtuelle utilisés auprès d'enfants et de jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale. De plus, deux études expérimentales ont été menées dans cette thèse. La première avait comme objectif d'analyser l'impact des contraintes de la tâche de poursuite et de l'environnement virtuel sur la performance de participants adultes (étude 2). Les résultats de cette étude ont été exploités pour définir les niveaux de difficulté du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation motrice. La démarche visait le développement d'un dispositif de rééducation appelé *Immertrack* basé sur deux tâches visuo-manuelles effectuées dans un environnement virtuel totalement immersif, en utilisant un casque de réalité virtuelle et une télécommande pour l'interaction. Ce dispositif intégrait des trackers placés à différents endroits du bras, permettant de capturer les mouvements de l'utilisateur lors de l'exécution des tâches. Par ailleurs, ce dispositif de rééducation en réalité virtuelle a été conçu en intégrant les principes de l'apprentissage moteur. La deuxième étude expérimentale (étude 3) visait à évaluer les effets de ce dispositif sur la rééducation motrice et fonctionnelle du membre supérieur le plus atteint d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale. Dans les sections suivantes, nous discuterons des résultats des trois études de cette thèse, ainsi que de leurs limites et les perspectives pour des travaux futurs.

### **1. Discussion de l'étude 1 : effets et caractéristiques des protocoles et des dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans la rééducation du membre supérieur des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale**

Une question récurrente dans les discussions sur la réalité virtuelle est celle des mécanismes intrinsèques aux technologies virtuelles qui conduisent au succès de la rééducation motrice (Howard, 2017). Depuis le début de ce travail doctoral, nous nous interrogeons sur un ensemble

d'aspects qui pourraient être soulevés par le développement du dispositif de réalité virtuelle *Immertrack*, et ainsi avoir un impact sur les résultats des interventions motrices. Concernant les technologies virtuelles utilisées en rééducation motrice, nous nous demandions si les caractéristiques des dispositifs, telles que le type de dispositif (i.e. spécifique à la rééducation ou au divertissement), ou le degré d'immersion (i.e. immersif, semi-immersif ou non immersif) pouvaient avoir un effet sur l'intervention proposée. Nous nous questionnions également sur l'impact des caractéristiques des protocoles sur les résultats de la rééducation motrice. C'est pourquoi, nous avons conduit une revue systématique afin de faire un état des lieux des études portant sur les différents dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans la rééducation du membre supérieur chez les enfants et les jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale. Cette revue systématique visait également à déterminer les effets des dispositifs et des protocoles d'intervention motrice proposés dans les études.

Afin d'évaluer les effets des protocoles basés sur la réalité virtuelle, nous avons mené des méta-analyses des études en considérant le mode d'utilisation de la réalité virtuelle (i.e. combinée ou non à la rééducation conventionnelle ou aux soins habituels), et du type de groupe contrôle (i.e., rééducation conventionnelle ou soins habituels ou absence de traitement). Il faut noter que nous n'avons pas distingué le type de dispositif dans ces premières analyses. Les résultats ont montré une différence entre les groupes avec un effet en faveur de la réalité virtuelle lorsqu'elle était combinée à la rééducation conventionnelle en comparaison avec l'intervention conventionnelle effectuée toute seule. Ces résultats sont en phase avec certaines études menées dans ce domaine, telle que celle de Novak et al.(2020) qui a fait un état des lieux des preuves sur les interventions motrices pour les enfants atteints de paralysie cérébrale, ou bien les recommandations de bonnes pratiques proposées par l'HAS (Haute Autorité de Santé), tous recommandant l'utilisation des thérapies virtuelles comme un complément de la rééducation conventionnelle. La réalité virtuelle peut en fait présenter des bénéfices pour la rééducation, dans la mesure où elle influence l'intensité de l'intervention, le nombre de mouvements répétés ainsi que la motivation et l'engagement du patient à l'égard de la thérapie (Kilcioglu et al., 2023 ; Levin et al., 2015a; Levin & Demers, 2021). Il convient de noter que, comme l'ont montré diverses études, ces aspects permettent aux enfants de pratiquer une thérapie plus importante en termes de volume sans se fatiguer ou s'ennuyer parce qu'ils se sentent plus dans une activité récréative que dans un contexte thérapeutique (Deutsch et al., 2008; Harris & Reid, 2005 ; Levac & Galvin, 2011; Sandlund et al., 2009; Washington et al., 2022). Cependant, la question demeure de savoir si

les résultats positifs trouvés dans notre revue systématique sont liés aux caractéristiques des environnements virtuels, qui peuvent avoir un impact sur les résultats de la thérapie, ou à l'augmentation du volume de la thérapie, qui, dans de nombreux cas, était supérieur à celui proposé dans le groupe contrôle.

Les résultats de cette synthèse ont mis en évidence un plus grand nombre d'études utilisant des jeux vidéo disponibles dans le commerce que des dispositifs développés spécifiquement pour la rééducation. Cependant, comme nous l'avons évoqué dans le cadre théorique de ce manuscrit, certains auteurs considèrent que les dispositifs développés spécifiquement pour la rééducation semblent être plus adaptés et plus susceptibles d'intégrer les principes de l'apprentissage moteur dans la thérapie (Demers et al., 2021 ; Maier, et al., 2019; Rathinam et al., 2019). Toutefois, en effectuant une analyse de sous-groupe dans notre revue, nous n'avons pas identifié de différences significatives entre les études qui utilisaient des dispositifs différents. Néanmoins, nous avons identifié que les deux types de dispositifs présentent des avantages. Par exemple, les systèmes développés spécifiquement pour la rééducation semblent davantage prendre en considération les limitations des patients en termes de progression dans les niveaux de difficulté, comme le système Mitti (James et al., 2015). Le système Mitti permet ainsi aux participants de suivre leurs progrès tout au long des séances grâce à un tableau de progression en ligne. Dans une autre perspective de développement, les jeux vidéo disponibles dans le commerce tels que la Nintendo Wii, le Xbox ou le PlayStation présentent une plus grande variété de jeux, ce qui peut avoir un impact positif sur l'attractivité du jeu, et donc la motivation et l'adhésion des patients.

Par ailleurs, en effectuant une seconde analyse de sous-groupe, nous n'avons pas observé de différence entre les divers dispositifs en fonction du degré d'immersion (i.e., non-immersif, semi-immersif et immersif). Néanmoins, ce résultat est à nuancer, étant donné que seule l'étude de Menekseoglu et al. (2023) a utilisé une technologie immersive à l'aide d'un casque de réalité virtuelle.

D'autres caractéristiques des dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans les études ont également été identifiées. Concernant le feedback fourni, la plupart des dispositifs ont utilisé un feedback visuel et auditif et un petit nombre a employé un feedback tactile (e.g. vibration). Cependant, la manière dont ce feedback est fourni n'est pas claire et ne permet pas de déterminer les éléments de la connaissance du résultat et de la performance. Comme indiqué dans le chapitre

2 de ce manuscrit et dans les études de Guinet et al., (2022), Hemayattalab et al., (2013), Hemayattalab & Rostami, (2010), la manière dont le feedback est fourni, notamment en termes de fréquence, peut avoir un impact sur l'apprentissage moteur. En outre, peu d'études ont précisé le nombre de répétitions des tâches virtuelles à chaque séance, le temps nécessaire à l'exécution de chaque tâche ou la progression de la difficulté de la pratique. Ces résultats sont en phase avec ceux de Demers et al. (2021), qui ont réalisé une revue systématique pour analyser si les principes de l'apprentissage moteur étaient intégrés dans les interventions basées sur la réalité virtuelle. Ces auteurs ont signalé cette limitation en termes d'informations fournies dans les études concernant l'intégration des éléments d'apprentissage moteur.

À notre connaissance, notre revue systématique est la plus complète réalisée à ce jour et comprend le plus grand nombre d'études portant sur la rééducation en réalité virtuelle du membre supérieur chez des enfants, adolescents et jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale. Nous espérons que les résultats obtenus apportent une contribution au développement des connaissances scientifiques ainsi qu'à l'amélioration de la pratique clinique. D'un point de vue scientifique, cette revue met notamment en évidence la nécessité du développement d'études de qualité pour déterminer les effets de la rééducation par la réalité virtuelle sur les membres supérieurs des enfants et des jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale. Elle met également l'accent sur le manque d'études portant sur les dispositifs plus immersifs conçus spécifiquement pour la rééducation. D'un point de vue de la pratique clinique, ce travail pourra sans doute faciliter la prise de décision des professionnels de la rééducation qui utilisent ou envisagent d'utiliser la réalité virtuelle dans leur pratique professionnelle.

## **2. Discussion de l'étude 2 : développement d'un dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation du membre supérieur et effets des contraintes de la tâche sur les performances**

Afin de développer le dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation du membre supérieur des enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale, nous avons mené une étude qui avait pour objectif d'analyser l'effet des contraintes telles que la vitesse de la tâche, la taille du cube d'interaction et le gain de transformation sur les performances. Nous avons également vérifié si les dimensions  $x$ ,  $y$  et  $z$  de la réalisation du mouvement dans l'environnement virtuel avaient un impact sur la performance de la tâche. Les résultats de cette étude ont montré une augmentation de la distance entre la cible et l'effecteur lorsque les contraintes de la tâche étaient plus élevées.

De plus, un changement dans la cinématique du mouvement a été observé, impliquant une augmentation de l'amplitude du coude lorsque les contraintes de la tâche étaient plus élevées. Il est également apparu que la profondeur (dimension Z) jouait un rôle important dans la difficulté de la tâche et dans l'amplitude et le couplage du mouvement du coude. En effet, l'élément de la profondeur entraîne une difficulté à exécuter la tâche, comme l'a démontré cette étude et comme l'ont rapporté les participants impliqués dans la démarche d'expérience utilisateur présentée dans le chapitre cinq de ce manuscrit.

En termes de contributions, cette seconde étude de thèse pourrait apporter de nouvelles connaissances d'un point de vue scientifique et pratique. En effet, comme nous l'avons déjà souligné, les effets des contraintes des tâches réalisées dans un environnement virtuel, et plus spécifiquement dans des environnements complètement immersifs, a été peu explorée dans la littérature. D'un point de vue des applications pratiques, ces résultats peuvent contribuer au développement de nouvelles technologies immersives dans différents domaines, tels que la santé, le sport, les loisirs, etc.

Nous avons pu constater que la tâche de poursuite était rapidement comprise par les participants inclus dans cette étude et réalisée efficacement après un nombre limité d'essais. Nous pensons que cela peut être dû à la précision de l'objectif de la tâche, à la qualité de l'environnement virtuel, mais également aux feedbacks qui ont permis aux participants de s'adapter rapidement aux exigences de l'activité (Nacéri et al., 2011). Cependant, cette étude a inclus des participants adultes sans limitations motrices. Or, le dispositif *Immertrack* a été conçu pour un public d'enfants et d'adolescents en situation de handicap moteur, ce qui nous a amené à réfléchir aux différentes modalités de feedback pouvant favoriser la compréhension des tâches et la connaissance du résultat (Levin et al., 2015; Levin & Demers, 2021). Nous avons ainsi intégré des informations visuelles, auditives et tactiles au sein de ce dispositif. Guinet et al. (2022) ont également développé différents types de feedback dans le but de concevoir un outil de réalité augmentée pour la rééducation de la marche de patients atteints de paralysie cérébrale. Les auteurs ont utilisé des feedback qui variaient en fonction de la couleur, de l'ancrage spatial et de la vitesse à laquelle l'information sensorielle était fournie et ont évalué si ces différentes caractéristiques pouvaient avoir un impact sur les performances des participants. Les résultats ont montré que les informations multimodales avaient un impact plus positif sur les performances des participants.

A la suite de cette deuxième étude de thèse, nous avons développé notre système de progression de la difficulté de la tâche de poursuite pour l'utiliser dans les séances de rééducation en réalité virtuelle avec les enfants atteints de paralysie cérébrale. Les niveaux de difficulté de l'*Immertrack* étaient ainsi déterminés par la vitesse de déplacement de la planète dans l'environnement virtuel et par la taille du cube virtuel.

### **3. Discussion de l'étude 3 : évaluation des effets du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation du membre supérieur des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale**

L'étude finale de ce travail doctoral visait à évaluer les effets du dispositif de réalité virtuelle *Immertrack* sur la rééducation du membre supérieur d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale. Nous nous sommes intéressés aux effets des mesures liées aux domaines des *fonctions et structures corporelles* et d'*activité* de la CIF, ainsi qu'aux analyses de mouvement du membre supérieur. Concernant les évaluations en rapport avec le domaine d'*activité*, nous avons trouvé des résultats en faveur de la réalité virtuelle uniquement dans le sous-test « dextérité manuelle » du *Movement Assessment Battery for Children (MABC)*. Ces résultats sont intéressants, car ils montrent que notre dispositif de rééducation en réalité virtuelle a contribué à une amélioration significative de la dextérité manuelle des jeunes patients, notamment en termes de vitesse, de précision unimanuelle, et de coordinations bimanuelles et visuo-motrices. Cependant, nous n'avons pas trouvé de différences entre les groupes dans les résultats du deuxième sous-test « viser et attraper » du *Movement Assessment Battery for Children*, ainsi que dans les scores obtenus au *Box and Blocks Test* et au *Children's Hand-use Experience Questionnaire*. Selon notre revue systématique, les effets de la réalité virtuelle sur certains aspects de l'*activité* du membre supérieur apparaissent contradictoires. Certaines études utilisant des tests standardisés correspondant au domaine de l'*activité* ont, en effet, montré des résultats significatifs en faveur de la réalité virtuelle, tandis que d'autres n'ont obtenu aucun effet. Il existe actuellement des discussions dans le domaine de la réalité virtuelle thérapeutique concernant son potentiel à transférer les améliorations acquises dans l'environnement virtuel vers les activités fonctionnelles de la vie quotidienne (Levac et al., 2019; Levin et al., 2015). Selon Levac et al. (2019), cette difficulté de transfert est due à la différence d'informations sensori-motrices entre les environnements virtuels et réels, ainsi qu'aux différences cinématiques dans les mouvements effectués dans ces deux contextes. De plus, selon ces

auteurs, certaines tâches effectuées dans les environnements virtuels sollicitent moins de degrés de liberté que celles effectuées dans le contexte de vie réel.

Nous nous attendions à ce qu'une mobilisation active régulière du membre supérieur le plus atteint suscitée par le protocole de rééducation en réalité virtuelle réalisé sur quatre semaines, puissent améliorer son usage dans les activités du quotidien. Ainsi, nous espérons pallier le phénomène de la « non-utilisation apprise » (i.e., utilisation du membre supérieur le moins atteint comme dominant dans les activités quotidiennes, avec une faible utilisation du côté atteint) (Houwink et al., 2011; Zielinski et al., 2014), au même titre que les protocoles de contrainte induite (Taub et al., 1993, 2004). Cependant, nous n'avons pas observé d'amélioration significative de cet aspect, qui aurait pu être identifiée à partir des résultats au *Children's Hand Use Experience Questionnaire*.

Concernant le domaine des *fonctions et structures corporelles*, nous avons utilisé un goniomètre pour évaluer l'amplitude des mouvements des articulations du membre supérieur. Ainsi, nous avons obtenu des résultats montrant une amélioration significative de l'adduction de l'épaule et de la flexion du coude, en faveur de la réalité virtuelle. Dans ce cadre, cet outil virtuel peut constituer une stratégie alternative aux méthodes conventionnelles de rééducation, telles que les mobilisations passives, qui sont souvent considérées comme une source de douleur par les patients (Bodoria et al., 2018). Nous n'avons cependant pas remarqué d'amélioration significative en faveur de la réalité virtuelle concernant les autres mouvements articulaires, comme la flexion et l'abduction de l'épaule et l'extension du coude. Cette absence de résultat peut être liée au fait que ces mouvements n'ont pas été suffisamment sollicités par les tâches virtuelles. Les participants ont entamé le protocole de rééducation au niveau 1, avec un cube qui mesurait 1,5 mètre de chaque côté, tandis que dans le niveau de difficulté le plus élevé il mesurait 4 mètres (niveau 40). Néanmoins, les résultats montrent que les participants n'ont pas progressé au-delà du niveau 15, avec une taille du cube correspondant à 2,33 mètres. Par conséquent, le niveau de sollicitation de grandes amplitudes des articulations du coude et de l'épaule pourrait être insuffisant pour entraîner des résultats perceptibles dans les mesures de la goniométrie.

Comme on pouvait s'y attendre, les participants du groupe intervention en réalité virtuelle ont obtenu de meilleurs scores concernant la distance entre la cible et l'effecteur, et la fluidité du mouvement dans la tâche de poursuite, ainsi que pour le temps d'exécution de la tâche de

pointage. Ceci est intéressant dans le cas de la paralysie cérébrale, car cette déficience a un impact sur l'exécution des actions motrices, ce qui peut entraîner une réduction de la fluidité et de la vitesse des mouvements (Chin et al., 2005). Plus intéressant, les performances sont restées au même niveau trois mois après la fin du protocole, démontrant le maintien à moyen terme des effets de la rééducation en réalité virtuelle. Cette analyse du maintien à moyen ou long terme des résultats est encore peu exploré dans les études actuelles, comme nous l'avons montré dans notre revue systématique. Dans ce cadre, seules trois études ont analysé si les résultats se maintenaient trois mois après la fin du protocole de rééducation (Chiu et al., 2014; Menekseoglu et al., 2023; Rostami et al., 2012). Parmi ces trois études, seule l'étude de Rostami et al. (2012) avait révélé une différence entre les groupes, montrant des résultats en faveur de la réalité virtuelle associée à la réalité virtuelle tant dans la période post-intervention immédiate que lors du suivi à trois mois, par rapport à la rééducation conventionnelle utilisée seule.

De plus, les résultats positifs de performance pour la distance à la cible et le temps de mouvement dans les tâches virtuelles dans le groupe intervention peuvent expliquer les résultats favorables dans le sous-test « dextérité manuelle » du *Movement Assessment Battery for Children*. En effet, les tâches virtuelles de pointage et de poursuite semblent impliquer des aspects visuo-moteurs et de vitesse d'exécution qui peuvent modifier les résultats de ce test standardisé. Ceci est intéressant, étant donné qu'il existe peu de stratégies de rééducation qui mobilisent des éléments de la capacité main-œil chez les enfants atteints de paralysie cérébrale, comme démontré dans les études d'Alwhaibi et al. (2020); et de Shin et al. (2015).

Enfin, concernant les aspects motivationnels évalués auprès des enfants à l'issue du protocole de rééducation, nous avons pu constater que le dispositif de réalité virtuelle a mobilisé des éléments de gamification, permettant d'intégrer l'aspect *fun* à la thérapie, proposé dans les six F-Words (i.e., les mots du développement) (Rosenbaum & Gorter, 2012). Les participants ont obtenu des scores élevés tout au long du protocole dans toutes les dimensions liées à la motivation intrinsèque évaluée par l'*Intrinsic Motivation Inventory*. Cela nous conduit à penser que la réalité virtuelle peut motiver et engager les patients tout au long de la thérapie, comme l'a démontré la revue systématique de Pinos Cisneros et al. (2023) récemment publiée. Toutefois, même si la réalité virtuelle semble présenter des bénéfices pour la motivation des patients, peu d'études ont évalué ces aspects motivationnels en utilisant des outils d'évaluation validés, tels que l'*Intrinsic Motivation Inventory* dans un protocole de rééducation virtuelle. Nous pouvons citer l'étude d'Harris & Reid (2005) qui ont également obtenu des résultats

positifs après avoir utilisé la réalité virtuelle avec des enfants atteints de paralysie cérébrale, mais en utilisant l'outil *Paediatric Volitional Questionnaire (PVQ)* qui évalue les motivations internes des enfants, ainsi que la manière dont l'environnement virtuel renforce ou atténue les motivations des participants.

### **Limites et perspectives**

Les trois études menées dans le cadre de ce travail doctoral présentent certaines limites qui méritent d'être discutées en vue de travaux futurs. Certaines de ces limites ont déjà été présentées dans les discussions des études et d'autres seront abordées dans cette sous-section. Nous pouvons également aborder des limites dans le développement du dispositif de réalité virtuelle *Immertrack*.

Concernant l'étude 1 portant sur la revue systématique, il est important de souligner l'absence d'une méta-analyse évaluant l'impact de la durée des protocoles et des séances en réalité virtuelle sur les résultats de la rééducation. En effet, il n'est pas encore établi de durée idéale des protocoles pour contribuer à une rééducation efficace (Kilcioglu et al., 2023 ; Levin & Demers, 2021). Les études actuelles basées sur la rééducation en réalité virtuelle sont assez hétérogènes concernant la durée du protocole. Dans notre revue systématique, nous avons identifié que la durée des protocoles dans les groupes de réalité virtuelle et contrôle était comprise entre 3 et 20 semaines, avec une fréquence d'une, deux, trois, cinq ou six séances par semaine. De plus, les séances d'intervention dans lesquelles la réalité virtuelle a été utilisée seule ont duré de 30 à 90 minutes, et celles dans lesquelles les systèmes virtuels ont été combinés à une thérapie conventionnelle ont duré entre 30 et 145 minutes. Dans notre étude de validation clinique du dispositif, nous avons opté pour un protocole composé de 12 séances de 45 minutes de réalité virtuelle. Cependant, il n'est pas certain que l'absence de différences entre les groupes pour certaines variables soit liée à la durée de rééducation en réalité virtuelle proposée dans notre protocole. Ainsi, d'autres études semblent nécessaires pour pouvoir évaluer l'impact du volume d'intervention en réalité virtuelle sur les variables étudiées.

Concernant le dispositif *Immertrack*, il faut noter que il est encore à l'état de prototype, et donc que certains aspects de sa fonctionnalité n'ont pas été entièrement développés. Dans sa version actuelle, *Immertrack* ne permet pas notamment d'exporter automatiquement les résultats obtenus par les participants à chaque séance, rendant ainsi difficile la visualisation de la

progression de ces derniers. Il serait intéressant de développer ces aspects pour faciliter le travail des professionnels, en leur permettant de pouvoir suivre l'évolution des patients pendant les séances et d'une séance à l'autre et de fournir également des feedbacks plus concrets aux patients sur leur progression.

Enfin, concernant l'étude 3 de cette thèse, visant à évaluer l'impact du dispositif *Immertrack* sur la rééducation du membre supérieur chez des enfants paralysés cérébraux, nous avons pu constater que certains participants avaient éprouvé des difficultés à réaliser certains des tests proposés, notamment ceux nécessitant des habilités de préhension en pince ou palmaire, tels que le *Box and Blocks Test (BBT)* ou le *Movement Assessment Battery for Children (MABC)*. Il est important de noter que ces participants avaient un niveau de déficience manuelle plus élevé évalué par le *Manual Ability Classification System* (i.e., III ou IV), ce qui a peut-être rendu difficile la réalisation de ces tests. Comme ces participants ne parvenaient pas à effectuer les tests de manière adéquate et que le dispositif n'était pas conçu pour améliorer ces aspects, il n'a pas été possible d'observer d'importantes différences entre les scores entre le pré et le post-intervention. Il en ressort donc que les tests choisis devraient être plus en adéquation avec les tâches virtuelles proposées. Une autre solution qui pourrait être proposée est d'utiliser une version virtuelle de certains tests standardisés, qui permettent d'évaluer des aspects difficiles à mesurer dans un contexte réel, comme le *Box and Blocks Test* en réalité virtuelle, proposée par Oña et al. (2020).

Par ailleurs, il serait intéressant de développer des dispositifs de réalités virtuelles permettant la rééducation de la préhension de la main et des doigts. En effet, dans notre étude systématique, nous avons identifié très peu de dispositifs susceptibles de stimuler cette fonction. C'est le cas de l'étude de Daliri et al. (2023) qui ont utilisé l'équipement *Leap Motion Controller* (Ultralep - California, United States) pour capturer les mouvements de la main, et ainsi proposer des jeux permettant des mouvements de préhension active. Dans ce cas, les auteurs ont identifié des améliorations en termes de fonction de la main dans le test *Quality of Upper Extremities Skills Test (QUEST)* et de force de préhension mesurée par un dynamomètre, en faveur de la réalité virtuelle combinée à la rééducation conventionnelle par rapport à une intervention motrice isolée.

Selon les résultats de l'étude 3 de cette thèse, le dispositif de rééducation en réalité virtuelle semble constituer un outil thérapeutique intéressant, permettant d'améliorer des paramètres

moteurs, fonctionnels, cinématiques et de qualité du mouvement. Néanmoins, il semble que les résultats soient moins favorables en termes de transfert de ces acquis vers la vie quotidienne, évalués par la *Children's Hand-use Experience Questionnaire (CHEQ)*. Ainsi, bien que le dispositif ait intégré des principes d'apprentissage moteur tels que progression du niveau de difficulté et le feedback sensoriel, ces derniers pourraient être optimisés dans de nouveaux protocoles, avec par exemple, des interventions plus intensives avec plus de répétitions d'essais, mais aussi plus de tâches et de scénarios virtuels. En outre, dans le cadre de futures recherches, le dispositif *Immertrack* pourrait être intégré à un programme de rééducation conventionnel ou à des interventions intensives, comme dans l'étude de Saussez et al. (2023) qui ont utilisé le dispositif de réalité virtuelle semi-immersive REAtouch® combiné à la thérapie bimanuelle HABIT-ILE.

Enfin, il est important de noter que ce travail de thèse a abouti à l'élaboration d'un autre projet de recherche, visant à développer un nouveau dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation de patients adultes atteints de troubles locomoteurs. Ce projet, appelé NeoReeduc, est une collaboration entre des enseignants-chercheurs de l'Université de Caen Normandie rattachés aux UMR GREYC et COMETE, et la société NeoXperiences<sup>15</sup>. NeoXperiences est une entreprise située à Caen qui développe des murs interactifs basés sur de la réalité virtuelle mixte et immersive. Des travaux ont déjà été menés avec des dispositifs développés par NeoXperiences pour promouvoir l'activité physique chez les seniors (Béraud-Peigné et al., 2023). En effet, NeoXperiences possède une expertise dans ce type de technologie pour le divertissement, mais envisage de se lancer dans la commercialisation de dispositifs à visée thérapeutique. Le projet NeoReeduc a reçu un financement de la région Normandie sur trois ans, qui permettra de développer ce nouveau dispositif et de le tester auprès de différents publics atteints de troubles locomoteurs, comme les patients ayant subi un accident vasculaire cérébral, dans le but d'améliorer la posture, la locomotion et la motricité des membres supérieurs.

---

<sup>15</sup> Société NeoXpérience. [www.neoxperiences.com/](http://www.neoxperiences.com/)

## **Conclusion générale**

En conclusion, nous espérons que les résultats de cette thèse pourront trouver des applications et des prolongements dans des domaines variés de la rééducation de patients atteints de pathologies motrices, et qu'ils contribueront au développement des connaissances dans le domaine de la réalité virtuelle à visée thérapeutique. Ce domaine de recherche est encore émergent, et il nécessite d'être davantage exploré afin de déterminer si les technologies de rééducation en réalité virtuelle peuvent être utilisées de manière efficace et sécurisée dans le cadre d'interventions motrices, et selon quelles modalités. Le travail que nous avons mené a notamment permis de montrer qu'il était l'important de considérer les caractéristiques technologiques, les éléments d'une rééducation réussie et les besoins des utilisateurs finaux, à savoir les praticiens et les patients, pour pouvoir obtenir cette efficacité.

## REFERENCES

- Abdelhaleem, N., El Wahab, M. S. A., & Elshennawy, S. (2022). Effect of virtual reality on motor coordination in children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. In *Egyptian Journal of Medical Human Genetics* (Vol. 23, Numéro 1). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH.
- Adams, J. A. (1971). A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 3, 111-149.
- Adams, R., Lunsford, C., Stevenson, R., Ellington, A., Lichter, M., & Patrie, J. (2023). Concurrent Validity of Measures of Upper Extremity Function Derived from Videogame-Based Motion Capture for Children with Hemiplegia. *Games for Health Journal*, 12(4), 323-329.
- Akhutina, T., Foreman, N., Krichevets, A., Matikka, L., Narhi, V., Pylaeva, N., & Vahakuopus, J. (2003). Improving spatial functioning in children with cerebral palsy using computerized and traditional game tasks. *Disability and Rehabilitation*, 25(24), 1361-1371.
- Albright, A. L., Barry, M. J., Fasick, P., & Janosky, J. (1995). Effects of Continuous Intrathecal Baclofen Infusion and Selective Posterior Rhizotomy on Upper Extremity Spasticity. *Pediatric Neurosurgery*, 23(2).
- Almkda, G. L., Campbell, S. K., Girolami, G. L., Penn, R. D., & Carcos, D. M. (1997). Multidimensional Assessment of Motor Function in a Child With Cerebral Palsy Following Intrathecal Administration of Baclofen. *Physical Therapy*, 77(7).
- Alrashidi, M., Wadey, C. A., Tomlinson, R. J., Buckingham, G., & Williams, C. A. (2022). The efficacy of virtual reality interventions compared with conventional physiotherapy in improving the upper limb motor function of children with cerebral palsy: a systematic review of randomised controlled trials. *Disability and Rehabilitation*, 1-11.

- Alvarez, J., Plantec, J. Y., Vermeulen, M., & Kolski, C. (2017). RDU Model dedicated to evaluate needed counsels for Serious Game projects. *Computers and Education, 114*, 38-56.
- Alwhaibi, R., Alsakhawi, R., & ElKholi, S. (2020). Effects of audiovisual feedback on eye-hand coordination in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities, 101*.
- Amengual Alcover, E., Jaume-I-Capó, A., & Moyà-Alcover, B. (2018). PROGame: A process framework for serious game development for motor rehabilitation therapy. *PLoS ONE, 13*(5).
- Arnould, C., Penta, M., Renders, A., & Thonnard, J. L. (2004). ABILHAND-Kids: A measure of manual ability in children with cerebral palsy. *Neurology, 63*(6), 1045-1052.
- Arnould, C., Penta, M., & Thonnard, J. L. (2007). Hand impairments and their relationship with manual ability in children with cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine, 39*(9).
- Ashworth, B. (1964). Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner, 192*, 540-542.
- Atun-Einy, O., & Kafri, M. (2019). Implementation of motor learning principles in physical therapy practice: Survey of physical therapists' perceptions and reported implementation. *Physiotherapy Theory and Practice, 35*(7), 633-644.
- Autti-Rämö, I., Suoranta, J., Anttila, H., Malmivaara, A., & Mäkelä, M. (2006). Effectiveness of upper and lower limb casting and orthoses in children with cerebral palsy: An overview of review articles. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*(1), 89-103.
- Aydin, R., & Nur, H. (2012). Family-centered approach in the management of children with cerebral palsy. *Turkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi, 58*(3), 229-235.
- Balasubramanian, S., Melendez-Calderon, A., Roby-Brami, A., & Burdet, E. (2015). JNER. Journal of neuroengineering and rehabilitation On the analysis of movement smoothness. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 12*, 112.

- Baus, O., & Bouchard, S. (2014). Moving from virtual reality exposure-based therapy to augmented reality exposure-based therapy: A review. In *Frontiers in Human Neuroscience* (Vol. 8, Numéro MAR). Frontiers Media S. A
- Bax, M. (1964). Terminology and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 6(3), 295-297.
- Bax, M., Clare Tydeman, F., & Olof Flodmark, B. (2006). Clinical and MRI Correlates of Cerebral Palsy The European Cerebral Palsy Study. *JAMA*, 296, 1602-1608. <https://jamanetwork.com/>
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., & Paneth, N. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 47(8), 571-571.
- Bekteshi, S., Monbaliu, E., McIntyre, S., Saloojee, G., Hilberink, S. R., Tatishvili, N., & Dan, B. (2023). Towards functional improvement of motor disorders associated with cerebral palsy. In *The Lancet Neurology* (Vol. 22, Numéro 3, p. 229-243). Elsevier Ltd.
- Bekteshi, S., Vanmechelen, I., Konings, M., Ortibus, E., Feys, H., & Monbaliu, E. (2021). Clinical Presentation of Spasticity and Passive Range of Motion Deviations in Dyskinetic Cerebral Palsy in Relation to Dystonia, Choreoathetosis, and Functional Classification Systems. *Developmental Neurorehabilitation*, 24(3), 205-213.
- Bellotti, F., Kapralos, B., Lee, K., Moreno-Ger, P., & Berta, R. (2013). Assessment in and of serious games: An overview. *Advances in Human-Computer Interaction*, 2013.
- Béraud-Peigné, N., Maillot, P., & Perrot, A. (2023). The User Experience of an Immersive and Interactive Wall Exergame in Older Adults Games for Health Journal Vol. 12, No. 3 Original Articles. *Games for Health Journal*, 12(3).
- Berlucchi, G., & Buchtel, H. A. (2009). Neuronal plasticity: Historical roots and evolution of meaning. *Experimental Brain Research*, 192(3), 307-319.
- Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movement*. Elmsford.

- Best, J. R. (2013). Exergaming in Youth: Effects on Physical and Cognitive Health. *Zeitschrift für Psychologie / Journal of Psychology*, 221(2), 72-78.
- Bickenbach, Jerome., Cieza, Alarcos., & Rauch, Alexandra. (2012). *ICF Core Sets : Manual for Clinical Practice*. Hogrefe Publishing GmbH.
- Birckhead, B., Khalil, C., Liu, X., Conovitz, S., Rizzo, A., Danovitch, I., Bullock, K., & Spiegel, B. (2019). Recommendations for methodology of virtual reality clinical trials in health care by an international working group: Iterative study. *JMIR Mental Health*, 6(1).
- Bleyenheuft, Y., Arnould, C., Brandao, M. B., Bleyenheuft, C., & Gordon, A. M. (2015). Hand and Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremity (HABIT-ILE) in Children With Unilateral Spastic Cerebral Palsy: A Randomized Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 29(7), 645-657.
- Bleyenheuft, Y., & Gordon, A. M. (2014). Hand-Arm Bimanual Intensive Therapy Including Lower Extremities (HABIT-ILE) for children with cerebral palsy. In *Physical and*
- Bodoria, M., Bérard, E., Gautheron, V., Guenier, A. C., Desguerre, I., Toullet, P., Boivin, J., Drewnoski, G., De La Cruz, J., & Brochard, S. (2018). Origin, foundations, rationale, governance of ESPaCe: A national survey on unmet needs and expectations' prioritization about motor rehabilitation reported by people with cerebral palsy and their family. *Motricite Cerebrale*, 39(2), 44-52.
- Bohannon, R. W., & Smith, M. B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 67(2), 206-207.
- Bohil, C. J., Alicea, B., & Biocca, F. A. (2011). Virtual reality in neuroscience research and therapy. In *Nature Reviews Neuroscience* (Vol. 12, Numéro 12).
- Bosanquet, M., Copeland, L., Ware, R., & Boyd, R. (2013). A systematic review of tests to predict cerebral palsy in young children. In *Developmental Medicine and Child Neurology* (Vol. 55, Numéro 5, p. 418-426).

- Boychuck, Z., Bussi eres, A., Goldschleger, J., & Majnemer, A. (2019). Age at referral for diagnosis and rehabilitation services for cerebral palsy: a scoping review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 61(8), 908-914.
- Boyd, R. N., Morris, M. E., & Graham, H. K. (2001). Management of upper limb dysfunction in children with cerebral palsy: A systematic review. *European Journal of Neurology*, 8, 150-166.
- Br andvik, S. M., Elvrum, A. K. G., Vereijken, B., & Roeleveld, K. (2010). Relationship between neuromuscular body functions and upper extremity activity in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 52(2).
- Brassel, S., Power, E., Campbell, A., Brunner, M., & Togher, L. (2021). Recommendations for the design and implementation of virtual reality for acquired brain injury rehabilitation: Systematic review. In *Journal of Medical Internet Research* (Vol. 23, Num ero 7). JMIR Publications Inc.
- Breslin, G., Hodges, N. J., Steenson, A., & Williams, A. M. (2012). Constant or variable practice: Recreating the especial skill effect. *Acta Psychologica*, 140(2), 154-157.
- Broek, J. L., Akl, E. A., Alonso-Coello, P., Lang, D., Jaeschke, R., Williams, J. W., Phillips, B., Lelgemann, M., Lethaby, A., Bousquet, J., Guyatt, G. H., & Sch unemann, H. J. (2009). Grading quality of evidence and strength of recommendations in clinical practice guidelines: Part 1 of 3. An overview of the GRADE approach and grading quality of evidence about interventions. In *Allergy: European Journal of Allergy and Clinical Immunology* (Vol. 64, Num ero 5, p. 669-677).
- Buccino, G., Solodkin, A., & Small, S. L. (2006). *Functions of the Mirror Neuron System: Implications for Neurorehabilitation*.
- Burgess, A., Boyd, R. N., Chatfield, M. D., Ziviani, J., & Sakzewski, L. (2020). Self-care performance in children with cerebral palsy: a longitudinal study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 62(9), 1061-1067.

- Burke, J. W., McNeill, M. D. J., Charles, D. K., Morrow, P. J., Crosbie, J. H., & McDonough, S. M. (2009). Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. *Visual Computer*, 25(12), 1085-1099.
- Cacioppo, M., Loos, A., Lempereur, M., & Brochard, S. (2023). Bimanual movements in children with cerebral palsy: a systematic review of instrumented assessments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20(1). 7
- Cahill-Rowley, K., & Rose, J. (2014). Etiology of impaired selective motor control: Emerging evidence and its implications for research and treatment in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 56(6), 522-528.
- Cans, C. (2007). Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42(12), 816-824.
- Carnahan, K. D., Arner, M., & Hägglund, G. (2007). Association between gross motor function (GMFCS) and manual ability (MACS) in children with cerebral palsy. A population-based study of 359 children. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8.
- Chabrier, S., Pouyfaucou, M., Chatelin, A., Bleyenheuft, Y., Fluss, J., Gautheron, V., Newman, C. J., Sébire, G., Van Bogaert, P., Vuillerot, C., Brochard, S., & Dinomais, M. (2020). From congenital paralysis to post-early brain injury developmental condition: Where does cerebral palsy actually stand? *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 63(5), 431-438.
- Charles, J., Lavinder, G., & Gordon, A. (2001). Effects of Constraint Induced Therapy on Hand. *Pediatric Physical Therapy*, 12(2), 68-76.
- Chen, Y., Fanchiang, H. D., & Howard, A. (2018). Effectiveness of Virtual Reality in Children With Cerebral Palsy: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. In *Physical Therapy* □ (Vol. 98, Numéro 1).
- Chen, Y. P., Lee, S. Y., & Howard, A. M. (2014). Effect of virtual reality on upper extremity function in children with cerebral palsy: A meta-analysis. In *Pediatric Physical Therapy* (Vol. 26, Numéro 3, p. 289-300). Lippincott Williams and Wilkins.

- Chin, T. Y. P., Duncan, J. A., Johnstone, B. R., & Kerr Graham, H. (2005). Management of the upper limb in cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 14, 389-404.
- Chiu, H. C., Ada, L., Butler, J., & Coulson, S. (2010). Relative contribution of motor impairments to limitations in activity and restrictions in participation in adults with hemiplegic cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, 24(5), 454-462.
- Chiu, H. C., Ada, L., & Lee, H. M. (2014). Upper limb training using Wii Sports Resort™ for children with hemiplegic cerebral palsy: A randomized, single-blind trial. *Clinical Rehabilitation*, 28(10), 1015-1024.
- Christopher G Maher, C. S. R. D. H. A. M. M. E. (2003). Reliability of the PEDro Scale for Rating Quality of Randomized Controlled Trials. *Physical Therapy*, 83(8), 713-721. [www.pedro.fhs.usyd](http://www.pedro.fhs.usyd).
- Cipresso, P., Giglioli, I. A. C., Raya, M. A., & Riva, G. (2018). The past, present, and future of virtual and augmented reality research: A network and cluster analysis of the literature. *Frontiers in Psychology*, 9(NOV).
- Collado-Garrido, L., Parás-Bravo, P., Santibáñez-Margüello, M., & Calvo-Martín, P. (2019). Impact of resistance therapy on motor function in children with cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(22).
- Coluccini, M., Maini, E. S., Martelloni, C., Sgandurra, G., & Cioni, G. (2007). Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children. *Gait and Posture*, 25(4), 493-501.
- Colver, A., Fairhurst, C., & Pharoah, P. O. D. (2014). Cerebral palsy. *The Lancet*, 383(9924), 1240-1249.
- Cooke, E. V., Mares, K., Clark, A., Tallis, R. C., & Pomeroy, V. M. (2010). The effects of increased dose of exercise-based therapies to enhance motor recovery after stroke: A systematic review and meta-analysis. *BMC Medicine*, 8.

- Cornec, G., Brochard, S., Drewnowski, G., Desguerre, I., Toullet, P., Fontaine, A., Le Lay, Y., Boivin, J., Bérard, E., Bodoria, M., Gautheron, V., & De la Cruz, J. (2022). The Use and Outcomes of Motor Rehabilitation Services Among People With Cerebral Palsy Change Across the Lifespan. *Frontiers in Neurology, 12*.
- Cornec, G., Drewnowski, G., Desguerre, I., Toullet, P., Boivin, J., Bodoria, M., De La Cruz, J., & Brochard, S. (2021). Determinants of satisfaction with motor rehabilitation in people with cerebral palsy: A national survey in France (ESPaCe). *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 64*(3).
- Coroian, F., Chaléat-Valayer, E., Coulet, B., & Laffont, I. (2022). *Membre supérieur du paralysé cérébral de l'enfant à l'adulte*. SAURAMPS MEDICAL. .
- Craje, C., Aarts, P., Nijhuis-van der Sanden, M., & Steenbergen, B. (2010). Action planning in typically and atypically developing children (unilateral cerebral palsy). *Research in Developmental Disabilities, 31*(5), 1039-1046. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2010.04.007>
- Crawford, J. D., Medendorp, W. P., & Marotta, J. J. (2004). Spatial transformations for eye-hand coordination. In *Journal of Neurophysiology* (Vol. 92, Numéro 1, p. 10-19).
- Cross, A., Rosenbaum, P., Grahovac, D., Kay, D., & Gorter, J. W. (2015). Knowledge mobilization to spread awareness of the « F-words » in childhood disability: Lessons from a family-researcher partnership. *Child: Care, Health and Development, 41*(6), 947-953.
- Daliri, M., Moradi, A., Fatarehchy, S., Bakhshi, E., Moradi, E., & Sabbaghi, S. (2023). Investigating the Effect of Leap Motion on Upper Extremity Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: A Randomized Controlled Trial. *Developmental Neurorehabilitation, 1-9*.
- Dan, B. (2022). Gamification of therapy: the fun factor in rehabilitation. *Developmental Medicine and Child Neurology, 64*(3), 276.
- Davis, S., Nesbitt, K., & Nalivaiko, E. (2015). Comparing the onset of cybersickness using the Oculus Rift and two virtual roller coasters. *Proc. 11th Australas. Conf. Interact. Entertain. (IE 2015)*.

- Dayan, E., & Cohen, L. G. (2011). Neuroplasticity subserving motor skill learning. In *Neuron* (Vol. 72, Numéro 3, p. 443-454).
- Debaere, F., Swinnen, S. P., Béatse, E., Sunaert, S., Van Hecke, P., & Duysens, J. (2001). Brain areas involved in interlimb coordination: A distributed network. *NeuroImage*, *14*(5), 947-958.
- Dedding, C., & Beelen, A. (2004). Validity of the Canadian Occupational Performance Measure: a client-centred outcome measurement. *Clinical Rehabilitation*, *18*, 660-667.
- Dekkers, K., Rameckers, E., Smeets, R., Gordon, A., Speth, L., & Janssen-Potten, Y. (2020). Upper Extremity Muscle Strength in Children With Unilateral Spastic Cerebral Palsy: A Bilateral Problem? *Physical Therapy*, *100*(12).
- Delp, S. L. (2003). WHAT CAUSES INCREASED MUSCLE STIFFNESS IN CEREBRAL PALSY? *Muscle Nerve*, *27*, 131-132.
- Deluca, S. C., Case-Smith, J., Stevenson, R., & Ramey, S. L. (2012). Constraint-induced movement therapy (CIMT) for young children with cerebral palsy: Effects of therapeutic dosage. *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, *5*(2), 133-142.
- Dematteo, C., Law, M., Russell, D., Pollock, N., Rosenbaum, P., & Walter, S. (1993). The reliability and validity of the quality of upper extremity skills test. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, *13*(2), 1-18.
- Demers, M., Fung, K., Subramanian, S. K., Lemay, M., & Robert, M. T. (2021). Integration of motor learning principles into virtual reality interventions for individuals with cerebral palsy: Systematic review. *JMIR Serious Games*, *9*(2).
- Demers, M., Martinie, O., Winstein, C., & Robert, M. T. (2020). Active Video Games and Low-Cost Virtual Reality: An Ideal Therapeutic Modality for Children With Physical Disabilities During a Global Pandemic. *Frontiers in Neurology*, *11*.
- Dennison, M. S., Wisti, A. Z., & D'Zmura, M. (2016). Use of physiological signals to predict cybersickness. *Displays*, *44*, 42-52. <https://doi.org/10.1016/j.displa.2016.07.002>

- Deterding, S., Dixon, D., Khaled, R., & Nacke, L. (2011). From game design elements to gamefulness: Defining « gamification ». *Proceedings of the 15th International Academic MindTrek Conference: Envisioning Future Media Environments, MindTrek 2011*, 9-15.
- Deutsch, J. E., Borbely, M., Filler, J., Huhn, K., & Guarrera-Bowlby, P. (2008). Use of a Low-Cost, Commercially Available Gaming Console (Wii) for Rehabilitation of an Adolescent With Cerebral Palsy. *Physical Therapy*, 88(10), 1196-1207.
- Deutsch, J. E., & Westcott McCoy, S. (2017). Virtual Reality and Serious Games in Neurorehabilitation of Children and Adults: Prevention, Plasticity, and Participation. *Pediatric Physical Therapy*, 29, S23-S36.
- Dewar, R., Love, S., & Johnston, L. M. (2015). Exercise interventions improve postural control in children with cerebral palsy: A systematic review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 57(6), 504-520.
- Di Giusto, V., Purpura, G., Zorzi, C. F., Blonda, R., Brazzoli, E., Meriggi, P., Reina, T., Rezzonico, S., Sala, R., Olivieri, I., & Cavallini, A. (2023). Virtual reality rehabilitation program on executive functions of children with specific learning disorders: a pilot study. *Frontiers in Psychology*, 14.
- Dodd, K. J., Taylor, N. F., & Damiano, D. L. (2002). A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8), 1157-1164.
- Dorman, S. L., & Nixon, M. (2022). Management of upper limb spasticity in children with cerebral palsy.
- Dumas, H., Fragala-Pinkham, M., Haley, S., Coster, W., Kramer, J., Kao, Y. C., & Moed, R. (2010). Item bank development for a revised pediatric evaluation of disability inventory (PEDI). *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, 30(3), 168-184.
- Eek, M. N., & Lidman, G. (2021). Arm Muscle Strength in Children with Bilateral Spastic CP. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, 41(5), 529-539.

- Eliasson, A.-C., Krumlinde-Sundholm, L., Rösblad, B., Beckung, E., Arner, M., Öhrvall, A.-M., & Rosenbaum, P. (2007). The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *48*(7), 549-554.
- Eliasson, C., Krumlinde-Sundholm, L., Gordon, A. M., Feys, H., Klingels, K., Aarts, P. B. M., Rameckers, E., Autti-Rämö, I., & Hoare, B. (2014). Guidelines for future research in constraint-induced movement therapy for children with unilateral cerebral palsy: An expert consensus. In *Developmental Medicine and Child Neurology* (Vol. 56, Numéro 2, p. 125-137).
- Faccioli, S., Pagliano, E., Ferrari, A., Maghini, C., Siani, M. F., Sgherri, G., Cappetta, G., Borelli, G., Farella, G. M., Foscan, M., Viganò, M., Sghedoni, S., Perazza, S., & Sassi, S. (2023). Evidence-based management and motor rehabilitation of cerebral palsy children and adolescents: a systematic review. In *Frontiers in Neurology* (Vol. 14). Frontiers Media S.A.
- Fandim, J. V., Saragiotto, B. T., Porfirio, G. J. M., & Santana, R. F. (2020). Effectiveness of virtual reality in children and young adults with cerebral palsy: a systematic review of randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, *25*(4), 369-386.
- Fedrizzi, E., Pagliano, E., Andreucci, E., & Oleari, G. (2003). Hand function in children with hemiplegic cerebral palsy: Prospective follow-up and functional outcome in adolescence.
- Fehlings, D., Novak, I., Berweck, S., Hoare, B., Stott, N. S., & Russo, R. N. (2010). Botulinum toxin assessment, intervention and follow-up for paediatric upper limb hypertonicity: International consensus statement. *European Journal of Neurology*, *17*(SUPPL. 2), 38-56.
- Fehlings, D., Rang, M., Glazier, J., & Steele, C. (2000). An evaluation of botulinum-A toxin injections to improve upper extremity function in children with hemiplegic cerebral palsy. *Journal of Pediatrics*, *137*(3), 331-337.
- Fess, E. E. (2002). A History of Splinting. *J Hand Ther*, *15*, 97-132.

- Feys, H., Eyssen, M., Jaspers, E., Klingels, K., Desloovere, K., Molenaers, G., & De Cock, P. (2010). Relation between neuroradiological findings and upper limb function in hemiplegic cerebral palsy. *European Journal of Paediatric Neurology*, *14*(2), 169-177.
- Fisher, B. E., Morton, S. M., & Lang, C. E. (2014a). From motor learning to physical therapy and back again: The state of the art and science of motor learning rehabilitation research. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *38*(3), 149-150.
- Fisher, B. E., Morton, S. M., & Lang, C. E. (2014b). From motor learning to physical therapy and back again: The state of the art and science of motor learning rehabilitation research. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *38*(3), 149-150.
- Fitoussi, F., Diop, A., Maurel, N., Laasel, E. M., Ilharreborde, B., & Penneçot, G. F. (2011). Upper limb motion analysis in children with hemiplegic cerebral palsy: Proximal kinematic changes after distal botulinum toxin or surgical treatments. *Journal of Children's Orthopaedics*, *5*(5), 363-370.
- Fitoussi, F., Diop, A., Maurel, N., & Mostafa, E. (2006). Kinematic analysis of the upper limb: a useful tool in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, *15*, 247-256.
- Fitts', P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, *47*(6).
- Fleishman, E., & Reilly, M. (1992). Handbook of human abilities: Definitions, Measurements and Job Task Requirements. In *Palo Alto CA*.
- Fougeyrollas, P., Noreau, L., & avec la collaboration de Monique Beaulieu, S.-A. D. C. L. M. S. G. S. M. J. T. Y. B. Y. L. & N. B. (2003). *MHAVIE version (4.0) adolescents, adultes, aînés, révisé en 2014, Québec RIPPH*.
- Francisco-Martínez, C., Prado-Olivarez, J., Padilla-Medina, J. A., Díaz-Carmona, J., Pérez-Pinal, F. J., Barranco-Gutiérrez, A. I., & Martínez-Nolasco, J. J. (2021). Upper limb movement measurement systems for cerebral palsy: A systematic literature review. *Sensors*, *21*(23).

- Fridén, J., & Lieber, R. L. (2003). Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells. *Muscle and Nerve*, 27(2), 157-164.
- Galea, C., Mcintyre, S., Smithers-Sheedy, H., Reid, S. M., Gibson, C., Delacy, M., Watson, L., Goldsmith, S., Badawi, N., & Blair, E. (2019). Cerebral palsy trends in Australia (1995–2009): a population-based observational study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 61(2), 186-193.
- Galvin, J., & Levac, D. (2011). Facilitating clinical decision-making about the use of virtual reality within paediatric motor rehabilitation: Describing and classifying virtual reality systems. *Developmental Neurorehabilitation*, 14(2), 112-122.
- Gao, C., Wu, Y., Liu, J., Zhang, R., & Zhao, M. (2021). Systematic Evaluation of the Effect of Rehabilitation of Lower Limb Function in Children with Cerebral Palsy Based on Virtual Reality Technology. *Journal of Healthcare Engineering*, 2021.
- Glegg, S. M. N., & Levac, D. E. (2018). Barriers, Facilitators and Interventions to Support Virtual Reality Implementation in Rehabilitation: A Scoping Review. *PM and R*, 10(11), 1237-1251.e1.
- Golomb, M. R., McDonald, B. C., Warden, S. J., Yonkman, J., Saykin, A. J., Shirley, B., Huber, M., Rabin, B., AbdelBaky, M., Nwosu, M. E., Barkat-Masih, M., & Burdea, G. C. (2010). In-Home Virtual Reality Videogame Telerehabilitation in Adolescents With Hemiplegic Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(1).
- Golubović, S., & Slavković, S. (2014). Manual ability and manual dexterity in children with cerebral palsy. In *HIPPOKRATIA* (Vol. 18).
- Gordon, A. M. (2016). What does selective motor control of the upper extremity in cerebral palsy tell us? *Developmental Medicine and Child Neurology*, 58(6), 536-537.
- Gordon, A. M., Charles, J., & Wolf, S. L. (2005). Methods of constraint-induced movement therapy for children with hemiplegic cerebral palsy: Development of a child-friendly intervention for improving upper-extremity function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(4), 837-844.

- Gordon, A. M., Schneider, J. A., Chinnan, A., & Charles, J. R. (2007). Efficacy of a hand-arm bimanual intensive therapy (HABIT) in children with hemiplegic cerebral palsy: A randomized control trial. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(11), 830-838.
- Gore, A., Venkitaraman, V., Iyer, S., Kerkar, S., & Gogri, P. (2020). Correlation between Visual Impairments and Hand Function in Children with Cerebral Palsy. *Website: www.ijrrjournal.com Original Research Article International Journal of Research and Review (ijrrjournal.com)*, 7(10), 58. www.ijrrjournal.com
- Gracies, J. M. (2005). Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle and Nerve*, 31(5), 535-551.
- Graham, H. K., Rosenbaum, P., Paneth, N., Dan, B., Lin, J. P., Damiano, Di. L., Becher, J. G., Gaebler-Spira, D., Colver, A., Reddihough, Di. S., Crompton, K. E., & Lieber, R. L. (2016a). Cerebral palsy. *Nature Reviews Disease Primers*, 2(1582).
- Graham, H. K., Rosenbaum, P., Paneth, N., Dan, B., Lin, J. P., Damiano, Di. L., Becher, J. G., Gaebler-Spira, D., Colver, A., Reddihough, Di. S., Crompton, K. E., & Lieber, R. L. (2016b). Cerebral palsy. *Nature Reviews Disease Primers*, 2(15082).
- Granild-Jensen, J. B., Rackauskaite, G., Flachs, E. M., & Uldall, P. (2015). Predictors for early diagnosis of cerebral palsy from national registry data. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 57(10), 931-935.
- Grazziotin dos Santos, C., Pagnussat, A. S., Simon, A. S., Py, R., Pinho, A. S. do, & Wagner, M. B. (2015). Humeral external rotation handling by using the Bobath concept approach affects trunk extensor muscles electromyography in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 36, 134-141.
- Greaves, S., Imms, C., Dodd, K., & Krumlinde-Sundholm, L. (2013). Development Of The Mini-Assisting Hand Assessment: Evidence For Content And Internal Scale Validity. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 55(11), 1030-1037.
- Grunt, S., Fieggen, A. G., Vermeulen, R. J., Becher, J. G., & Langerak, N. G. (2014). Selection criteria for selective dorsal rhizotomy in children with spastic cerebral palsy: A systematic

- review of the literature. In *Developmental Medicine and Child Neurology* (Vol. 56, Numéro 4, p. 302-312). Blackwell Publishing Ltd.
- Guadagnoli, M. A., & Lee, T. D. (2004). Challenge Point: A Framework for Conceptualizing the Effects of Various Practice Conditions in Motor Learning. In *Journal of Motor Behavior* (Vol. 36, Numéro 2, p. 212-224).
- Guinet, A. L., Bouyer, G., Otmame, S., & Desailly, E. (2022). Visual Feedback in Augmented Reality to Walk at Predefined Speed Cross-Sectional Study Including Children With Cerebral Palsy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 30, 2322-2331.
- Günel, M. K. (2011). Physiotherapy for Children with Cerebral Palsy. *Epilepsy in Children – Clinical and Social Aspects*. www.intechopen.com
- Guyatt, G. H., Andrew, D. O., Gunn, E., Kunz, R., Falck-Ytte, Y., Alonso-Coello, P., & Schünemann, H. J. (2008). GRADE: an emerging consensus on rating quality of evidence and strength of recommendations.
- Hanssen, B., Peeters, N., Vandekerckhove, I., De Beukelaer, N., Bar-On, L., Molenaers, G., Van Campenhout, A., Degelaen, M., Van den Broeck, C., Calders, P., & Desloovere, K. (2021). The Contribution of Decreased Muscle Size to Muscle Weakness in Children With Spastic Cerebral Palsy. *Frontiers in Neurology*, 12.
- Hao, J., Xie, H., Harp, K., Chen, Z., & Siu, K. C. (2022). Effects of Virtual Reality Intervention on Neural Plasticity in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 103(3), 523-541.
- Harris, K., & Reid, D. (2005). The influence of virtual reality play on children's motivation. *Can J Occup Ther*., 72(1), 21-29.
- Harrison, S., Jones, H. E., Martin, R. M., Lewis, S. J., & Higgins, J. P. T. (2017). The albatross plot: A novel graphical tool for presenting results of diversely reported studies in a systematic review. *Research Synthesis Methods*, 8(3), 281-289.

- Harvey, A., Robin, J., Morris, M. E., Graham, H. K., & Baker, R. (2008). A systematic review of measures of activity limitation for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 50(3), 190-198.
- HAS. (2021). *Rééducation et réadaptation de la fonction motrice de l'appareil locomoteur des personnes diagnostiquées de paralysie cérébrale Validé.*
- Haynes, R. (1979). *Determinants of compliance : The disease and the mechanics of treatment.* Compliance in health care.
- Hedberg-Graff, J., Granström, F., Arner, M., & Krumlinde-Sundholm, L. (2019). Upper-limb contracture development in children with cerebral palsy: a population-based study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 61(2), 204-211.
- Hemayattalab, R., Arabameri, E., Pourazar, M., Ardakani, M. D., & Kashefi, M. (2013). Effects of self-controlled feedback on learning of a throwing task in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 34(9), 2884-2889.
- Hemayattalab, R., & Rostami, L. R. (2010). Effects of frequency of feedback on the learning of motor skill in individuals with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*,
- Henderson, S. E., & Sugden, D. A. (1992). *Movement Assessment Battery for Children.* Kent, UK: The Psychological Corporation.
- Higgins JPT, T. J. C. J. C. M. L. T. P. M. W. V. (2019). Higgins JPT, Thomas J, Chandler J, Cumpston M, Li T, Page MJ, Welch VA (editors). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions.* In *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions.: Vol. 2nd Edition.*
- Himmelman, K., McManus, V., Hagberg, G., Uvebrant, P., Krägeloh-Mann, I., & Cans, C. (2009). Dyskinetic cerebral palsy in Europe: Trends in prevalence and severity. *Archives of Disease in Childhood*, 94(12), 921-926.
- Hoare, B., Imms, C., Carey, L., & Wasiak, J. (2007). Constraint-induced movement therapy in the treatment of the upper limb in children with hemiplegic cerebral palsy: A Cochrane systematic review. In *Clinical Rehabilitation* (Vol. 21, Numéro 8, p. 675-685).

- Hoare, B. J., Wallen, M. A., Thorley, M. N., Jackman, M. L., Carey, L. M., & Imms, C. (2019). Constraint-induced movement therapy in children with unilateral cerebral palsy. In *Cochrane Database of Systematic Reviews* (Vol. 2019, Numéro 4). John Wiley and Sons Ltd.
- Hoffer, M. M., Perry, J., & Melkonian, G. J. (1979). Dynamic electromyography and decision-making for surgery in the upper extremity of patients with cerebral palsy. *Journal of Hand Surgery*, 4(5), 424-431.
- Holden, M. K. (2005). Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review. *CYBERPSYCHOLOGY & BEHAVIOR*, 8.
- Holmefur, M., Kits, A., Bergström, J., Krumlinde-Sundholm, L., Flodmark, O., Forsberg, H., & Eliasson, A. C. (2013). Neuroradiology can predict the development of hand function in children with unilateral cerebral palsy. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 27(1),
- Houwink, A., Aarts, P. B. M., Geurts, A. C. H., & Steenbergen, B. (2011). A neurocognitive perspective on developmental disregard in children with hemiplegic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2157-2163.
- Houx, L., Pons, C., Saudreau, H., Dubois, A., Creusat, M., Le Moine, P., Rémy-Néris, O., Ropars, J., LeReste, J. Y., & Brochard, S. (2021). No pain, no gain? Children with cerebral palsy and their experience with physiotherapy. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 64(3).
- Howard, J. J., & Herzog, W. (2021). Skeletal Muscle in Cerebral Palsy: From Belly to Myofibril. *Frontiers in Neurology*, 12.
- Howard, M. C. (2017). A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs. *Computers in Human Behavior*, 70, 317-327.
- Huang, H.-H., Feters, L., Hale, J., & McBride, A. (2009). Bound for Success: A Systematic Review of Constraint-Induced Movement Therapy in Children With Cerebral Palsy Supports Improved Arm and Hand Use. *Physical Therapy*, 89(11).

- Hung, Y.-C., Charles, J., & Gordon, A. M. (2007). Bimanual coordination during a goal-directed task in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *46*(11), 746-753.
- Huygelier, H., Mattheus, E., Vanden Abeele, V., Van Ee, R., & Gillebert, C. R. (2021). The use of the term virtual reality in post-stroke Rehabilitation: A scoping review and commentary. *Psychologica Belgica*, *61*(1), 145-162.
- Imms, C., Wallen, M., Elliott, C., Hoare, B., Randall, M., Greaves, S., Adair, B., Bradshaw, E., Carter, R., Orsini, F., Shih, S. T. F., & Reddihough, D. (2016). Minimising impairment: Protocol for a multicentre randomised controlled trial of upper limb orthoses for children with cerebral palsy. *BMC Pediatrics*, *16*(1).
- Jack, K., McLean, S. M., Moffett, J. K., & Gardiner, E. (2010). Barriers to treatment adherence in physiotherapy outpatient clinics: A systematic review. In *Manual Therapy* (Vol. 15, Numéro 3, p. 220-228).
- Jackman, M., Novak, I., & Lannin, N. (2014). Effectiveness of hand splints in children with cerebral palsy: A systematic review with meta-analysis. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *56*(2), 138-147.
- Jackman, M., Sakzewski, L., Morgan, C., Boyd, R. N., Brennan, S. E., Langdon, K., Toovey, R. A. M., Greaves, S., Thorley, M., & Novak, I. (2021). Interventions to improve physical function for children and young people with cerebral palsy: international clinical practice guideline. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *64*(5), 536-549.
- James, S., Ziviani, J., Ware, R. S., & Boyd, R. N. (2015). Randomized controlled trial of web-based multimodal therapy for unilateral cerebral palsy to improve occupational performance. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *57*(6), 530-538.
- Janssen, L., & Steenberg, B. (2011). Typical and atypical (cerebral palsy) development of unimanual and bimanual grasp planning. *Research in Developmental Disabilities*, *32*(3), 963-971.

- Jaspers, E., Desloovere, K., Bruyninckx, H., Molenaers, G., Klingels, K., & Feys, H. (2009). Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy. *Gait and Posture, 30*(4), 395-404.
- Jaume-I-Capó, A., Moyà-Alcover, B., & Varona, J. (2014). Design issues for vision-based motor-rehabilitation serious games. *Studies in Computational Intelligence, 536*, 13-24.
- Jeffries, L., Westcott McCoy, S., Bartlett, D., Avery, L., Eng, B., & Hanna, S. (1999). Developmental Trajectories and Reference Percentiles for Range of Motion, Endurance, and Muscle Strength of Children With Cerebral Palsy. *Physical Therapy, 99*(2), 329-228.
- Johansen, T., Strøm, V., Simic, J., & Rike, P. O. (2020). Effectiveness of training with motion-controlled commercial video games for hand and arm function in people with cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis. In *Journal of Rehabilitation Medicine* (Vol. 52, Numéro 1). Foundation for Rehabilitation Information.
- Johnson, D., Deterding, S., Kuhn, K. A., Staneva, A., Stoyanov, S., & Hides, L. (2016). Gamification for health and wellbeing: A systematic review of the literature. *Internet Interventions, 6*, 89-106.
- Jon Davids, B. R., Peace, L. C., Wagner, L. V, Ann Gidewall, M., Blackhurst, D. W., & Matthew Roberson, W. (2006). Validation of the Shriners Hospital for Children Upper Extremity Evaluation (SHUEE) for Children with Hemiplegic Cerebral Palsy. *J Bone Joint Surg Am, 8*(2), 326-333.
- Jones, M. W., Morgan, E., Shelton, J. E., & Thorogood, C. (2007). Cerebral Palsy: Introduction and Diagnosis (Part I). *Journal of Pediatric Health Care, 21*(3), 146-152.
- Jongbloed-Pereboom, M., Nijhuis-van der Sanden, M. W. G., Saraber-Schiphorst, N., Crajé, C., & Steenbergen, B. (2013). Anticipatory action planning increases from 3 to 10 years of age in typically developing children. *Journal of Experimental Child Psychology, 114*(2), 295-305.
- Juckett, L. A., Wengerd, L. R., Faieta, J., & Griffin, C. E. (2020). Evidence-based practice implementation in stroke rehabilitation: A scoping review of barriers and facilitators. *American Journal of Occupational Therapy, 74*(1).

- Kafri, M., Kafri, D., Atun-Einy, O., Kafri, M., & Atun-Einy, O. (2019). From Motor Learning Theory to Practice: A Scoping Review of Conceptual Frameworks for Applying Knowledge in Motor Learning to Physical Therapist Practice. *Phys Ther*, *99*, 1628-1643.
- Kalkman, B. M., Bar-On, L., O'Brien, T. D., & Maganaris, C. N. (2020). Stretching Interventions in Children With Cerebral Palsy: Why Are They Ineffective in Improving Muscle Function and How Can We Better Their Outcome? In *Frontiers in Physiology* (Vol. 11). Frontiers Media S.A.
- Kappen, D. L., Mirza-Babaei, P., & Nacke, L. E. (2019). Older Adults' Physical Activity and Exergames: A Systematic Review. *International Journal of Human-Computer Interaction*, *35*(2), 140-167.
- Kardong-Edgren, S. (Suzie), Farra, S. L., Alinier, G., & Young, H. M. (2019). A Call to Unify Definitions of Virtual Reality. *Clinical Simulation in Nursing*, *31*, 28-34.
- Katalinic, O. M., Harvey, L. A., Herbert, R. D., Moseley, A. M., Lannin, N. A., & Schurr, K. (2010). Stretch for the treatment and prevention of contractures. *Cochrane Database of Systematic Reviews*.
- Kerem, M., Kaya, O., Ozal, C., & Turker, D. (2014). Virtual Reality in Rehabilitation of Children with Cerebral Palsy. In *Cerebral Palsy - Challenges for the Future*. InTech.
- Keshner, E. A. (2004). Virtual reality and physical rehabilitation: A new toy or a new research and rehabilitation tool? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *1*.
- Keshner, E. A., Weiss, P. T., Geifman, D., & Raban, D. (2019). Tracking the evolution of virtual reality applications to rehabilitation as a field of study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *16*(1).
- Kilcioglu, S., Schiltz, B., Araneda, R., & Bleyenheuft, Y. (2023). Short- to Long-Term Effects of Virtual Reality on Motor Skill Learning in Children With Cerebral Palsy: Systematic Review and Meta-Analysis. *JMIR Serious Games*, *11*, e42067.
- Kleim, J. A., & Jones, T. A. (2008). Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation After Brain Damage. *Journal of Speech, Language, and*

- Klepper, S. E., Clayton Krasinski, D., Gilb, M. C., & Khalil, N. (2017). Comparing Unimanual and Bimanual Training in Upper Extremity Function in Children with Unilateral Cerebral Palsy. In *Pediatric Physical Therapy* (Vol. 29, Numéro 4, p. 288-306). Lippincott Williams and Wilkins. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000438>
- Klingels, K., De Cock, P., Molenaers, G., Desloovere, K., Huenaerts, C., Jaspers, E., & Feys, H. (2010). Upper limb motor and sensory impairments in children with hemiplegic cerebral palsy. Can they be measured reliably? *Disability and Rehabilitation*, 32(5), 409-416.
- Klingels, K., Demeyere, I., Jaspers, E., De Cock, P., Molenaers, G., Boyd, R., & Feys, H. (2012). Upper limb impairments and their impact on activity measures in children with unilateral cerebral palsy. *European Journal of Paediatric Neurology*, 16(5), 475-484.
- Klinger, E., Weiss, T., & Joseph, P.-A. (2010). Virtual reality for learning and rehabilitation. In *Rethinking physical and rehabilitation medicine*.
- Korzeniewski, S. J., Slaughter, J., Lenski, M., Haak, P., & Paneth, N. (2018). The complex aetiology of cerebral palsy. *Nature Reviews Neurology*, 14(9), 528-543.
- Krägeloh-Mann, I., & Horber, V. (2007). The role of magnetic resonance imaging in elucidating the pathogenesis of cerebral palsy: A systematic review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(2), 144-151.
- Krumlinde-Sundholm, L., Holmefur, M., Kottorp, A., & Eliasson, A. C. (2007). The Assisting Hand Assessment: Current evidence of validity, reliability, and responsiveness to change. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(4), 259-264.
- Kurz, M. J., Becker, K. M., Heinrichs-Graham, E., & Wilson, T. W. (2014). Neurophysiological abnormalities in the sensorimotor cortices during the motor planning and movement execution stages of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 56(11), 1072-1077.
- Kwong, K. L., Wong, S. N., & So, K. T. (1998). Epilepsy in Children With Cerebral Palsy. *Pediatric Neurology*, 19(1), 31-26.

- Lage, G. M., Ugrinowitsch, H., Apolinário-Souza, T., Vieira, M. M., Albuquerque, M. R., & Benda, R. N. (2015). Repetition and variation in motor practice: A review of neural correlates. In *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* (Vol. 57, p. 132-141). Elsevier Ltd.
- Lamouroux, A., Magnan, A., & Vervloet, D. (2005). Compliance, observance ou adhésion thérapeutique: De quoi parlons-nous? *Revue des Maladies Respiratoires*, 22(1), 31-34.
- Lance, J. (1980). The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg lecture. *Neurology*, 30, 1303-1313.
- Larin, H. M. (1998). Motor learning: A practical framework for paediatric physiotherapy. *Physiother Theory Pract.*, 14, 33-37.
- Laufer, Y., & Weiss, P. L. (2011). Virtual Reality in the Assessment and Treatment of Children With Motor Impairment: A Systematic Review. *Journal of Physical Therapy Education*, 25(1).
- Laver, K. E., George, S., Thomas, S., Deutsch, J. E., & Crotty, M. (2011). Virtual reality for stroke rehabilitation. In *Cochrane Database of Systematic Reviews*. John Wiley & Sons, Ltd.
- Laver, K. E., Lange, B., George, S., Deutsch, J. E., Saposnik, G., & Crotty, M. (2017). Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2017(11).
- Laviola, J. (2000). A Discussion of Cybersickness in Virtual Environments. *ACM SIGCHI Bulletin*, 32(1), 47-56.
- Leclercq, C. (2013). Chirurgie du membre supérieur de l'enfant IMC. *Motricite Cerebrale*, 34(3), 97-102.
- Levac, D. E., & Galvin, J. (2011). Facilitating clinical decision-making about the use of virtual reality within paediatric motor rehabilitation: Application of a classification framework. *Developmental Neurorehabilitation*, 14(3), 177-184.

- Levac, D. E., Huber, M. E., & Sternad, D. (2019). Learning and transfer of complex motor skills in virtual reality: A perspective review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1).
- Levac, D., Rivard, L., & Missiuna, C. (2012). Defining the active ingredients of interactive computer play interventions for children with neuromotor impairments: A scoping review. *Research in Developmental Disabilities*, 33(1), 214-223.
- Levac, D., & Sveistrup, H. (2014). Motor Learning and Virtual Reality. In P. Weiss, E. Keshner, & M. Levin (Éds.), *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation* (p. 25-46). Springer.
- Levac, D., Wishart, L., Missiuna, C., & Wright, V. (2009). The application of motor learning strategies within functionally based interventions for children with neuromotor conditions. *Pediatric Physical Therapy*, 21(4), 345-355.
- Levin, M. F., & Demers, M. (2021). Motor learning in neurological rehabilitation. *Disability and Rehabilitation*, 43(24), 3445-3453.
- Levin, M. F., Weiss, P. L., Keshner, E. A., Levin, M. F., Weiss, P. L., & Keshner, E. A. (2015). Emergence of Virtual Reality as a Tool for Upper Limb Rehabilitation: Incorporation of Motor Control and Motor Learning Principles. *Physical Therapy*, 95(3), 415-425.
- Liccione, D. (s. d.). *Virtual Reality based tools for the rehabilitation of cognitive and executive functions: the V-STORE*. <https://www.researchgate.net/publication/220168821>
- Lieber, J., Gartmann, T., Keller, J. W., & van Hedel, H. J. A. (2022). Validity and reliability of the Selective Control of the Upper Extremity Scale in children with upper motor neuron lesions. *Disability and Rehabilitation*, 44(14), 3694-3700.
- Little WJ. (1862). Little 1862 On the influence of abnormal parturition, difficult labours. *Trans. Obstet.*, 293-244.
- Liu, C., Wang, X., Chen, R., & Zhang, J. (2022). The Effects of Virtual Reality Training on Balance, Gross Motor Function, and Daily Living Ability in Children With Cerebral Palsy: Systematic Review and Meta-analysis. *JMIR Serious Games*, 10(4).

- Lust, J. M., Spruijt, S., Wilson, P. H., & Steenbergen, B. (2018). Motor planning in children with cerebral palsy: A longitudinal perspective. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, 40(6), 559-566.
- Ma, M., & Zheng, H. (2011). Virtual Reality and Serious Games in Healthcare. In S. Brahmamand & C. Jain (Éds.), *Adv. Comput. Intell. Paradigms in Healthcare* (Vol. 6, p. 169-192). Springer-Verlag.
- Machover, C., Associates, M., Tice, S. E., & Tice, E. (1994). Virtual Reality. *IEEE Computer Graphics & Applications*, 14(1), 15-16.
- Madelaine, C. (2019). *Effets à long terme de la prématurité sur les habiletés perceptivo-motrices chez des enfants âgés de 8 ans* [Normandie Université].
- Maier, M., Ballester, B. R., & Verschure, P. F. M. J. (2019). Principles of Neurorehabilitation After Stroke Based on Motor Learning and Brain Plasticity Mechanisms. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 13.
- Maier, M., Rubio Ballester, B., Duff, A., Duarte Oller, E., & Verschure, P. F. M. J. (2019a). Effect of Specific Over Nonspecific VR-Based Rehabilitation on Poststroke Motor Recovery: A Systematic Meta-analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 33(2), 112-129.
- Majnemer, A., & Heidi Schambraa, E. M. W. D. L. N. S. and L. G. C. (2011). Importance of motivation to children's participation: A motivation to change. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, 31(1), 1-3.
- Makki, D., Duodu, J., & Nixon, M. (2014). Prevalence and pattern of upper limb involvement in cerebral palsy. *Journal of Children's Orthopaedics*, 8(3), 215-219.
- Martinie, O., Mercier, C., Gordon, A. M., & Robert, M. T. (2021). Upper limb motor planning in individuals with cerebral palsy aged between 3 and 21 years old: A systematic review. *Brain Sciences*, 11(7).
- Massetti, T., da Silva, T. D., Crocetta, T. B., Guarnieri, R., de Freitas, B. L., Bianchi Lopes, P., Watson, S., Tonks, J., & de Mello Monteiro, C. B. (2018). The Clinical Utility of Virtual

Reality in Neurorehabilitation: A Systematic Review. *Journal of Central Nervous System Disease, 10*.

Massetti, T., Silva, T. D. da, Ribeiro, D. C., Malheiros, S. R. P., Ré, A. H. N., Favero, F. M., & Monteiro, C. B. de M. (2014). Motor learning through virtual reality in cerebral palsy - a literature review. *Medical Express, 1*(6).

Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1895). *Adult Norills for the Box and Block Test of Manual Dexterity (hand evaluation, hand, motor skills, occupational therapy, tests)*. 39(6), 386-391.

Mazuryk, T., & Gervautz, M. (1999). *Virtual Reality History, Applications, Technology and Future*. <http://www.cg.tuwien.ac.at/>

McConnell, K., Johnston, L., & Kerr, C. (2011). Upper limb function and deformity in cerebral palsy: A review of classification systems. *Developmental Medicine and Child Neurology, 53*(9), 799-805.

McConnell, K., Johnston, L., & Kerr, C. (2012). Therapy management of the upper limb in children with cerebral palsy: A cross-sectional survey. *Developmental Neurorehabilitation, 15*(5), 343-350.

McIntyre, S., Goldsmith, S., Webb, A., Ehlinger, V., Hollung, S. J., McConnell, K., Arnaud, C., Smithers-Sheedy, H., Oskoui, M., Khandaker, G., & Himmelmann, K. (2022). Global prevalence of cerebral palsy: A systematic analysis. *Developmental Medicine and Child Neurology, 64*(12), 1494-1506.

McIntyre, S., Morgan, C., Walker, K., & Novak, I. (2011). Cerebral palsy-Don't delay. *Developmental Disabilities Research Reviews, 17*(2), 114-129.

Menekseoglu, A. K., Capan, N., Arman, S., & Aydin, A. R. (2023). The Effect of a Virtual Reality-mediated Gamified Rehabilitation Program on Upper Extremity Functions in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy: A Prospective, Randomized Controlled Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 102*(3), 198-205.

Metcalf, J. (2017). Learning from Errors. *Annual Review of Psychology, 68*, 465-489.

- Meyns, P., Roman de Mettelinge, T., van der Spank, J., Coussens, M., & Van Waelvelde, H. (2018). Motivation in pediatric motor rehabilitation: A systematic search of the literature using the self-determination theory as a conceptual framework. *Developmental Neurorehabilitation*, 21(6), 371-390.
- Michel, H., & Mc Namara, P. (2015). Serious Games : Faites vos jeux ! *Systèmes d'information & management*, Volume 19(3), 3-8.
- Miehlbradt, J., Cuturi, L. F., Zanchi, S., Gori, M., & Micera, S. (2021). Immersive virtual reality interferes with default head–trunk coordination strategies in young children. *Scientific Reports*, 11(1).
- Milgram, P., & Kishino, F. (1994). A Taxonomy of Mixed Reality Visual Displays. *IEICE Transactions on Information Systems*, 77(12), 1321-1329.
- Molier, B. I., Van Asseldonk, E. H. F., Hermens, H. J., & Jannink, M. J. A. (2010). Nature, timing, frequency and type of augmented feedback; Does it influence motor relearning of the hemiparetic arm after stroke? A systematic review. In *Disability and Rehabilitation* (Vol. 32, Numéro 22, p. 1799-1809).
- Monbaliu, E., De Cock, P., Mailleux, L., Dan, B., & Feys, H. (2017). The relationship of dystonia and choreoathetosis with activity, participation and quality of life in children and youth with dyskinetic cerebral palsy. *European Journal of Paediatric Neurology*, 21(2), 327-335.
- Monbaliu, E., Himmelmann, K., Lin, J.-P., Ortibus, E., Bonouvrié, L., Feys, H., & Jeroen Vermeulen, R. (2017). Clinical presentation and management of dyskinetic cerebral palsy. *Review Lancet Neurol*, 16, 741-790.
- Montoro-Cárdenas, D., Cortés-Pérez, I., Ibancos-Losada, M. del R., Zagalaz-Anula, N., Obrero-Gaitán, E., & Osuna-Pérez, M. C. (2022). Nintendo® Wii Therapy Improves Upper Extremity Motor Function in Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review with Meta-Analysis. In *International Journal of Environmental Research and Public Health* (Vol. 19, Numéro 19).

- Morgan, G., MacTurk, R., & Hrnair, E. (1995). Mastery motivation: Overview, definitions, and conceptual issues. In R. H. MacTurk G. A. Morgan (Éd.), *Mastery motivation: Origins, conceptualizations, and applications* (p. 1-18). Norwood.
- Morris, C. (2007). Definition and classification of cerebral palsy: A historical perspective. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(SUPPL. 2), 3-7.
- Moster, D., Wilcox, A. J., Vollset, S. E., Markestad, T., & Lie, R. T. (2010). Cerebral palsy among term and postterm births. *JAMA*, 304(9), 976-982.
- Mulder, T. (2007). Motor imagery and action observation: Cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission*, 114(10), 1265-1278.
- Muratori, L. M., Lamberg, E. M., Quinn, L., & Duff, S. V. (2013). Applying principles of motor learning and control to upper extremity rehabilitation. *Journal of Hand Therapy*, 26(2), 94-103.
- Mutlu, A., Livanelioglu, A., & Kerem Gunel, M. (2007). Reliability of goniometric measurements in children with spastic cerebral palsy. *Med Sci Monit*, 13(7).
- Nacéri, A., Chellali, R., & Hoinville, T. (2011). Depth perception within peripersonal space using head-mounted display. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 20(3), 254-272.
- Novak, I., Hines, M., Goldsmith, S., & Barclay, R. (2012). Clinical prognostic messages from a systematic review on cerebral palsy. In *Pediatrics* (Vol. 130, Numéro 5).
- Novak, I., McIntyre, S., Morgan, C., Campbell, L., Dark, L., Morton, N., Stumbles, E., Wilson, S.-A., & Goldsmith, S. (2014). Evidence-based diagnosis, health care, and rehabilitation for children with cerebral palsy. *Journal of Child Neurology*, 29(8), 1141-1156.
- Novak, I., McIntyre, S., Morgan, C., Campbell, L., Dark, L., Morton, N., Stumbles, E., Wilson, S. A., & Goldsmith, S. (2013). A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: State of the evidence. In *Developmental Medicine and Child Neurology* (Vol. 55, Numéro 10, p. 885-910).

- Novak, I., Morgan, C., Adde, L., Blackman, J., Boyd, R. N., Brunstrom-Hernandez, J., Cioni, G., Damiano, D., Darrach, J., Eliasson, A. C., De Vries, L. S., Einspieler, C., Fahey, M., Fehlings, D., Ferriero, D. M., Fethers, L., Fiori, S., Forsberg, H., Gordon, A. M., ... Badawi, N. (2017). Early, accurate diagnosis and early intervention in cerebral palsy: Advances in diagnosis and treatment. *JAMA Pediatrics*, *171*(9), 897-907.
- Novak, I., Morgan, C., Fahey, M., Finch-Edmondson, M., Galea, C., Hines, A., Langdon, K., Namara, M. M., Paton, M. C., Popat, H., Shore, B., Khamis, A., Stanton, E., Finemore, O. P., Tricks, A., te Velde, A., Dark, L., Morton, N., & Badawi, N. (2020). State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic Review of Interventions for Preventing and Treating Children with Cerebral Palsy. In *Current Neurology and Neuroscience Reports* (Vol. 20, Numéro 2). Springer.
- Oña, E. D., Jardón, A., Cuesta-Gómez, A., Sánchez-Herrera-baeza, P., Cano-De-la-cuerda, R., & Balaguer, C. (2020). Validity of a fully-immersive VR-based version of the box and blocks test for upper limb function assessment in Parkinson's disease. *Sensors (Switzerland)*, *20*(10).
- Organisation mondiale de la santé., Centre technique national d'études et de recherches sur les handicaps et les inadaptations (France), & Impr. Darantière). (2012). *Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé, CIF-EA : version pour enfants et adolescents*. Presses de l'EHESP.
- Østensjø, S., Carlberg, E. B., & Vøllestad, N. K. (2007). Motor impairments in young children with cerebral palsy: relationship to gross motor function and everyday activities. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *46*(9), 580-589.
- Ouyang, R. G., Yang, C. N., Qu, Y. L., Koduri, M. P., & Chien, C. W. (2020). Effectiveness of hand-arm bimanual intensive training on upper extremity function in children with cerebral palsy: A systematic review. In *European Journal of Paediatric Neurology* (Vol. 25, p. 17-28). W.B. Saunders Ltd.
- Page, M. J., McKenzie, J. E., Bossuyt, P. M., Boutron, I., Hoffmann, T. C., Mulrow, C. D., Shamseer, L., Tetzlaff, J. M., Akl, E. A., Brennan, S. E., Chou, R., Glanville, J., Grimshaw, J. M., Hróbjartsson, A., Lalu, M. M., Li, T., Loder, E. W., Mayo-Wilson, E., McDonald,

- S., ... Moher, D. (2021). The PRISMA 2020 statement: An updated guideline for reporting systematic reviews. *The BMJ*, 372.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39(4), 214-223.
- Papavasiliou, A. S. (2009). Management of motor problems in cerebral palsy: A critical update for the clinician. *European Journal of Paediatric Neurology*, 13(5), 387-396.
- Parsons, T. D. (2015). Virtual reality for enhanced ecological validity and experimental control in the clinical, affective and social neurosciences. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9(DEC).
- Pashmdarfard, M., & Shervin Badv, R. (2019). The Impact of Manual Ability Level on Participation of Children with Cerebral Palsy in Life Areas: A Cross-Sectional Study. *Iran J Child Neurol. Summer*, 13(3).
- Paul, S., Nahar, A., Bhagawati, M., & Kunwar, A. J. (2022). A Review on Recent Advances of Cerebral Palsy. *Oxidative Medicine and Cellular Longevity*, 2022.
- Paulson, A., & Vargus-Adams, J. (2017). Overview of four functional classification systems commonly used in cerebral palsy. *Children*, 4(30).
- Pinos Cisneros, T. V., Brons, A., Kröse, B., Schouten, B., & Ludden, G. (2023). Playfulness and new technologies in hand therapy for children with cerebral palsy: A Scoping Review (Preprint). *JMIR Serious Games*.
- Pons, C., Brochard, S., Gallien, P., Nicolas, B., Duruflé, A., Roquet, M., Rémy-Néris, O., & Garlantezec, R. (2017). Medication, rehabilitation and health care consumption in adults with cerebral palsy: A population based study. *Clinical Rehabilitation*, 31(7), 957-965.
- Prabhu, R. K. R., Swaminathan, N., & Harvey, L. A. (2013). Passive movements for the treatment and prevention of contractures. In *Cochrane Database of Systematic Reviews* (Vol. 2013, Numéro 12). John Wiley and Sons Ltd.

- Préel, M., Rackauskaite, G., Larsen, M. L., Laursen, B., Lorentzen, J., Born, A. P., Langhoff-Roos, J., Uldall, P., & Hoei-Hansen, C. E. (2019). Children with dyskinetic cerebral palsy are severely affected as compared to bilateral spastic cerebral palsy. *Acta Paediatrica, International Journal of Paediatrics*, *108*(10), 1850-1856.
- Proffitt, R., & Lange, B. (2015). Considerations in the Efficacy and Effectiveness of Virtual Reality Interventions for Stroke Rehabilitation: Moving the Field Forward Innovative Technologies Special Series Post a Rapid Response to. *Physical Therapy*, *95*(3), 441.
- Rameckers, E. A. A., Janssen-Potten, Y. J. M., Essers, I. M. M., & Smeets, R. J. E. M. (2015). Efficacy of upper limb strengthening in children with Cerebral Palsy: A critical review. In *Research in Developmental Disabilities* (Vol. 36, p. 87-101). Elsevier Inc.
- Randall, M., Carlin, J. B., Chondros, P., & Reddihough, D. (2001). Reliability of the Melbourne Assessment of Unilateral Upper Limb Function. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *43*, 761-767.
- Rathinam, C., Mohan, V., Peirson, J., Skinner, J., Nethaji, K. S., & Kuhn, I. (2019). Effectiveness of virtual reality in the treatment of hand function in children with cerebral palsy: A systematic review. *Journal of Hand Therapy*, *32*(4), 426-434.e1.
- Ravi, D. K., Kumar, N., & Singhi, P. (2017). Effectiveness of virtual reality rehabilitation for children and adolescents with cerebral palsy: an updated evidence-based systematic review. In *Physiotherapy (United Kingdom)* (Vol. 103, Numéro 3, p. 245-258). Elsevier Ltd.
- Rebelo, F., Noriega, P., Duarte, E., & Soares, M. (2012). Using virtual reality to assess user experience. *Human Factors*, *54*(6), 964-982.
- Reddihough, D. S., & Collins, K. (2003). The epidemiology and causes of cerebral palsy. *Australian Journal of Physiotherapy*, *49*, 7-12.
- Reid, L. B., Rose, S. E., & Boyd, R. N. (2015). Rehabilitation and neuroplasticity in children with unilateral cerebral palsy. *Nature Reviews Neurology*, *11*(7), 390-400.

- Rizzo, A., & Kim, G. J. (2005). A SWOT analysis of the field of virtual reality rehabilitation and therapy. *Presence Teleoperators & Virtual Environments*, 14, 119-146.
- Rizzolatti, G., Fabbri-Destro, M., & Cattaneo, L. (2009). Mirror neurons and their clinical relevance. *Nature Clinical Practice Neurology*, 5(1), 24-34.
- Rizzolatti, G., & Sinigaglia, C. (2010). The functional role of the parieto-frontal mirror circuit: Interpretations and misinterpretations. In *Nature Reviews Neuroscience* (Vol. 11, Numéro 4, p. 264-274).
- Rose, J., Haskell, W. L., Gamble, J. G., Hamilton, L., Brown, A., & Rinsky, L. (1994). Muscle Pathology and Clinical Measures of Disability in Children with Cerebral Palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 12, 758-768.
- Rosenbaum, P. (2003). Clinical review Cerebral palsy: what parents and doctors want to know. *BMJ*, 326, 970-974.
- Rosenbaum, P., & Gorter, J. W. (2012). The « F-words » in childhood disability: I swear this is how we should think. *Child: Care, Health and Development*, 38(4), 457-463.
- Rosenbaum, P., Nigel Paneth, Alan Leviton, Murray Goldstein, & Martin Bax. (2007). Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 47, 1-44. [www.castangfoundation.net/workshops\\_washington\\_](http://www.castangfoundation.net/workshops_washington_)
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., & Bax, M. (2007). A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006. In *Developmental Medicine and Child Neurology* (Vol. 49, Numéro SUPPL. 2, p. 8-14). Blackwell Publishing Ltd.
- Rostami, H. R., Arastoo, A. A., Nejad, S. J., Mahany, M. K., Malamiri, R. A., & Goharpey, S. (2012). Effects of modified constraint-induced movement therapy in virtual environment on upper-limb function in children with spastic hemiparetic cerebral palsy: A randomised controlled trial. *NeuroRehabilitation*, 31(4), 357-365.
- Saavedra, S., Joshi, A., Woollacott, M., & Van Donkelaar, P. (2009). Eye hand coordination in children with cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, 192(2), 155-165.

- Sadowska, M., Sarecka-Hujar, B., & Kopyta, I. (2020). Cerebral palsy: Current opinions on definition, epidemiology, risk factors, classification and treatment options. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, *16*, 1505-1518.
- Sakzewski, L., Ziviani, J., & Boyd, R. N. (2014). Efficacy of upper limb therapies for unilateral cerebral palsy: A meta-analysis. *Pediatrics*, *133*(1).
- Sanchez-Vives, M. V., & Slater, M. (2005). From presence to consciousness through virtual reality. *Nature Reviews Neuroscience*, *6*(4), 332-339.
- Sandlund, M., McDonough, S., & Häger-Ross, C. (2009). Interactive computer play in rehabilitation of children with sensorimotor disorders: A systematic review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *51*(3), 173-179. h
- Sanger, T. D., Chen, D., Delgado, M. R., Gaebler-Spira, D., Hallett, M., Mink, J. W., Bastian, A., Ben-Pazi, H., Byl, N., Cermak, S., Chambers, H., Chen, R., Damiano, D., Denckla, M., Deuel, R., DeWald, J. P., Fehlings, D. L., Fowler, E., Garvey, M. A., ... Wiznitzer, M. (2006). Definition and classification of negative motor signs in childhood. *Pediatrics*, *118*(5), 2159-2167.
- Saussez, G., Bailly, R., Araneda, R., Paradis, J., Ebner-Karestinos, D., Klocker, A., Delsaute, M., Sogbossi, E., Riquelme, I., Brochard, S., & al., et. (2023). Efficacy of a semi-immersive virtual device intervention in children with unilateral cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Developmental medicine and child neurology*, *63*(SUPPL 3), 44-45.
- Schiariti, V., Selb, M., Cieza, A., & O'Donnell, M. (2015). International Classification of Functioning, Disability and Health Core Sets for children and youth with cerebral palsy: A consensus meeting. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *57*(2), 149-158.
- Schmidt, R. A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, *82*, 225-260.
- Schmidt, R. A., & Lee, T. (2011). *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis*. (Champaign, IL).

- Schroeder, R. (1996). *Possible Worlds: The Social Dynamic of Virtual Reality Technologies*. Boulder: Westview Press.
- Schultheis, M. T., & Rizzo, A. A. (2001). The application of virtual reality technology in rehabilitation. *Rehabilitation Psychology, 46*(3), 296-311.
- Seaborn, K., & Fels, D. I. (2015). Gamification in theory and action: A survey. *International Journal of Human Computer Studies, 74*, 14-31.
- Sellier, E., Platt, M. J., Andersen, G. L., Krägeloh-Mann, I., De La Cruz, J., Cans, C., Cans, C., Van Bakel, M., Arnaud, C., Delobel, M., Chalmers, J., McManus, V., Lyons, A., Parkes, J., Dolk, H., Himmelmann, K., Pahlman, M., Dowding, V., Colver, A., ... Mejaski-Bosnjak, V. (2016). Decreasing prevalence in cerebral palsy: A multi-site European population-based study, 1980 to 2003. *Developmental Medicine and Child Neurology, 58*(1), 85-92.
- Shin, J., SonG, G., & hwanGbo, G. (2015). Effects of conventional neurological treatment and a virtual reality training program on eye-hand coordination in children with cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science, 27*(7), 2151-2154.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2001). *Motor Control* (Lippincott Williams & Wilkins, Éd.; Second Edition).
- Sidiropoulos, A. N., Santamaria, V., & Gordon, A. M. (2021). Continuous inter-limb coordination deficits in children with unilateral spastic cerebral palsy. *Clinical Biomechanics, 81*.
- Silva, T. D. da, Silva, P. L. da, Valenzuela, E. de J., Dias, E. D., Simcsik, A. O., de Carvalho, M. G., Fontes, A. M. G. G., Alberissi, C. A. de O., Araújo, L. V. de, Brandão, M. V. da C., Dawes, H., & Monteiro, C. B. de M. (2021). Serious Game Platform as a Possibility for Home-Based Telerehabilitation for Individuals With Cerebral Palsy During COVID-19 Quarantine – A Cross-Sectional Pilot Study. *Frontiers in Psychology, 12*.
- Sköld, A., Hermansson, L. N., Krumlinde-Sundholm, L., & Eliasson, A. C. (2011). Development and evidence of validity for the Children's Hand-use Experience Questionnaire (CHEQ). *Developmental Medicine and Child Neurology, 53*(5), 436-442.

- Slater, M. (2009). How we experience immersive virtual environments: The concept of presence and its measurement. *Anu.Psicol.*, 40, 193-2010.
- Snider, L., Majnemer, A., & Darsaklis, V. (2010). Virtual reality as a therapeutic modality for children with cerebral palsy. In *Developmental Neurorehabilitation* (Vol. 13, Numéro 2, p. 120-128).
- Soper, A. K., Cross, A., Rosenbaum, P., & Gorter, J. W. (2019). Exploring the international uptake of the “F-words in childhood disability”: A citation analysis. In *Child: Care, Health and Development* (Vol. 45, Numéro 4, p. 473-490). Blackwell Publishing Ltd.
- Steenbergen, B., & Gordon, A. M. (2007). Activity limitation in hemiplegic cerebral palsy: evidence for disorders in motor planning. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 48(9), 780-783.
- Stothard, P., Squelch, A., Stone, R., Van Wyk, E., Kizil, M., Schofield, D., & Fowle, K. (2015). Taxonomy of interactive computer-based visualisation systems and content for the mining industry - Part 2. *Transactions of the Institutions of Mining and Metallurgy, Section A: Mining Technology*, 124(2), 83-96.
- Sukal-Moulton, T., Gaebler-Spira, D., & Krosschell, K. J. (2018). The validity and reliability of the Test of Arm Selective Control for children with cerebral palsy: a prospective cross-sectional study. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 60(4), 374-381.
- Surkar, S. M., Hoffman, R. M., Davies, B., Harbourne, R., & Kurz, M. J. (2018). Impaired anticipatory vision and visuomotor coordination affects action planning and execution in children with hemiplegic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 80, 64-73.
- Susi, T., Johannesson, M., & Backlund, P. (2007). Serious Games-An Overview. *Technical Report (Skövde: University of Skövde.)*.
- Tasséel Ponche, S., Ferrapie, A. L., Chenet, A., Menei, P., Gambart, G., Ménégalli Bogeli, D., Perrouin Verbe, B., Gay, S., & Richard, I. (2010). Baclofene intrathecal dans la paralysie cérébrale. Étude rétrospective de 25 patients adultes non marchants. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53(8), 483-498.

- Taub, E., Miller, N. E., Novack, T. A., & Cook, E. W. (1993). Technique to Improve Chronic Motor Deficit After Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, *74*, 347-354.
- Taub, E., Ramey, S. L., DeLuca, S., & Echols, K. (2004). Efficacy of Constraint-Induced Movement Therapy for Children with Cerebral Palsy with Asymmetric Motor Impairment. *Pediatrics*, *113*(2), 305-312.
- Te Velde, A., Morgan, C., Finch-Edmondson, M., McNamara, L., McNamara, M., Paton, M. C. B., Stanton, E., Webb, A., Badawi, N., & Novak, I. (2022). Neurodevelopmental Therapy for Cerebral Palsy: A Meta-analysis. *Pediatrics*, *149*(6).
- Tedroff, K., Lidbeck, C., & Löwing, K. (2022). Dystonia during hand activity in children with spastic unilateral cerebral palsy, an observational study. *European Journal of Paediatric Neurology*, *41*, 36-40.
- Tian, N., Lopes, P., & Boulic, R. (2022). A review of cybersickness in head-mounted displays: raising attention to individual susceptibility. *Virtual Reality*, *26*(4), 1409-1441.
- Tieri, G., Morone, G., Paolucci, S., & Iosa, M. (2018). Virtual reality in cognitive and motor rehabilitation: facts, fiction and fallacies. *Expert Review of Medical Devices*, *15*(2), 107-117.
- Touyama, M., Touyama, J., Toyokawa, S., & Kobayashi, Y. (2016). Trends in the prevalence of cerebral palsy in children born between 1988 and 2007 in Okinawa, Japan. *Brain and Development*, *38*(9), 792-799.
- Toyokura, M., Muro, I., Komiya, T., & Obara, M. (1999). *Relation of bimanual coordination to activation in the sensorimotor cortex and supplementary motor area: Analysis using functional magnetic resonance imaging*.
- Truscelli, D., De Barbot, F., Bernardeau, C., Cataix-Nègre, E., Guillot, I., Khouri, N., Le Métayer, M., Leroy-Malherbe, V., Marret, S., Mazeau, M., Svendsen, F.-A., Thuilleux, G., & Toullet, P. (2017). *Comprendre la paralysie cérébrale et les troubles associés: Évaluations et traitements 2 édition* (2 edition). Elsevier Masson.

- Turan, Z., Avinc, Z., Kara, K., & Goktas, Y. (2016). Gamification and education: Achievements, cognitive loads, and views of students. *International Journal of Emerging Technologies in Learning*, *11*(7), 64-69.
- Tychsen, L., & Thio, L. L. (2020). Concern of photosensitive seizures evoked by 3D video displays or virtual reality headsets in children: Current perspective. In *Eye and Brain* (Vol. 12, p. 45-48). Dove Medical Press Ltd.
- Valvano, J. (2004). Activity-focused motor interventions for children with neurological conditions. *Physical and Occupational Therapy in Pediatrics*, *24*(1-2), 79-107.
- Van Den Hoogen, W., Feys, P., Lamers, I., Coninx, K., Notelaers, S., Kerkhofs, L., & Ijsselsteijn, W. (2012). Visualizing the third dimension in virtual training environments for neurologically impaired persons: beneficial or disruptive? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *9*(73).
- van den Noort, J. C., Bar-On, L., Aertbeliën, E., Bonikowski, M., Braendvik, S. M., Broström, E. W., Buizer, A. I., Burrige, J. H., van Campenhout, A., Dan, B., Fleuren, J. F., Grunt, S., Heinen, F., Horemans, H. L., Jansen, C., Kranzl, A., Krautwurst, B. K., van der Krogt, M., Lerma Lara, S., ... Harlaar, J. (2017). European consensus on the concepts and measurement of the pathophysiological neuromuscular responses to passive muscle stretch. *European Journal of Neurology*, *24*(7), 981-e38.
- Van Der Weel, R., Van Der Meer, A. L. H., & Lee, D. N. (1996). Measuring dysfunction of basic movement control in cerebral palsy. *Human Movement Science*, *15*, 253-283.
- Vaughan-Graham, J., & Cott, C. (2016). Defining a Bobath clinical framework—A modified e-Delphi study. *Physiotherapy Theory and Practice*, *32*(8), 612-627.
- Veličković, T. D., & Perat, M. V. (2005). Basic principles of the neurodevelopmental treatment. *Medicina*, *42*(41), 112-120.
- Verrel, J., Bekkering, H., & Steenbergen, B. (2008). Eye-hand coordination during manual object transport with the affected and less affected hand in adolescents with hemiparetic cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, *187*(1), 107-116.

- Vianin, P. (2007). Les composantes de la motivation. In Louvain-la-Neuve (Éd.), *La motivation scolaire: Comment susciter le désir d'apprendre*. De Boeck Supérieur.
- Vitrikas, K., & Dalton, H. (2020). Cerebral Palsy: An Overview. *American Academy of Family Physicians*.
- Wade, D. T. (2020). What is rehabilitation? An empirical investigation leading to an evidence-based description. *Clinical Rehabilitation*, 34(5), 571-583.
- Wagner, L. V., Davids, J. R., & Hardin, J. W. (2016). Selective Control of the Upper Extremity Scale: Validation of a clinical assessment tool for children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 58(6), 612-617.
- Wang, T. N., Chen, Y. L., Shieh, J. Y., & Chen, H. L. (2021). Commercial Exergaming in Home-Based Pediatric Constraint-Induced Therapy: A Randomized Trial. *OTJR Occupation, Participation and Health*, 41(2), 90-100.
- Wanigasinghe, J., Reid, S. M., Mackay, M. T., Reddihough, D. S., Harvey, A. S., & Freeman, J. L. (2010). Epilepsy in hemiplegic cerebral palsy due to perinatal arterial ischaemic stroke. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 52(11), 1021-1027.
- Warnier, N., Lambregts, S., & Port, I. Van De. (2020). Effect of Virtual Reality Therapy on Balance and Walking in Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Developmental Neurorehabilitation*, 23(8), 502-518.
- Washington, M., Owens, R., & Moody, J. (2022). The Effects of Virtual Gaming on Lower Extremity Function in Children with Cerebral Palsy: A Narrative Review. *Journal of Biomedical Research & Environmental Sciences*, 3(7), 771-778.
- Weigelt, M., & Schack, T. (2010). The development of end-state comfort planning in preschool children. *Experimental Psychology*, 57(6), 476-482.
- Weiss, P., Kizony, R., Feintuch, U., & Katz, N. (2006). Virtual reality in neurorehabilitation. *Cambridge University Press*.
- Weiss, P. L., & Jessel, A. S. (1998). WORK Virtual reality applications to work. *Work*, 11, 277-293.

- 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*.
- Weiss, P. L., Tirosh, E., & Fehlings, D. (2014). Role of virtual reality for cerebral palsy management. *Journal of Child Neurology*, *29*(8), 1119-1124.
- Wickens, C. D., Hutchins, S., Carolan, T., & Cumming, J. (2013). Effectiveness of part-task training and increasing-difficulty training strategies: A meta-analysis approach. *Human Factors*, *55*(2), 461-470.
- Winstein, C., Lewthwaite, R., Blanton, S. R., Wolf, L. B., & Wishart, L. (2014). Infusing motor learning research into neurorehabilitation practice: A historical perspective with case exemplar from the accelerated skill acquisition program. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *38*(3), 190-200.
- Witmer, B. G., & Singer, M. J. (1998). Measuring Presence in Virtual Environments: A Presence Questionnaire. *Presence*, *7*(3), 225-240.
- Wong, A. L., Haith, A. M., & Krakauer, J. W. (2015). Motor planning. *Neuroscientist*, *21*(4), 385-398.
- World Health Organization. (s. d.). *International classification of functioning, disability and health : ICF*.
- Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J. Biomechanics*, *28*(10), 1257-1261.
- Wu, J., Loprinzi, P. D., & Ren, Z. (2019). The rehabilitative effects of virtual reality games on balance performance among children with cerebral palsy: A meta-analysis of randomized controlled trials. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *16*(21).
- Wulf, G., McNevin, N. H., Fuchs, T., Ritter, F., & Toole, T. (2000). Attentional focus in complex skill learning. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *71*(3), 229-239.

- You, S. H., Jang, S. H., Kim, Y.-H., Kwon, Y.-H., Barrow, I., & Hallett, M. (2005). Cortical reorganization induced by virtual reality therapy in a child with hemiparetic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 47(9), 628-635.
- Zanon, M. A., Pacheco, R. L., Latorraca, C. de O. C., Martimbianco, A. L. C., Pachito, D. V., & Riera, R. (2019). Neurodevelopmental Treatment (Bobath) for Children With Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Journal of Child Neurology*, 34(11), 679-686.
- Zhang, H. (2017). Head-mounted display-based intuitive virtual reality training system for the mining industry. *International Journal of Mining Science and Technology*, 27(4), 717-722.
- Zielinski, I. M., La Jongsma, M., Marjolein Baas, C., Aarts, P. B., & Steenbergen, B. (2014). Unravelling developmental disregard in children with unilateral cerebral palsy by measuring event-related potentials during a simple and complex task. *BMC Neurology*, 146.
- Zwickern, J., & Harris, S. (2009). A reflection on motor learning theory in pediatric occupational therapy practice. *CANADIAN JOURNAL OF OCCUPATIONAL THERAPY*, 76(1), 29-37.
- Zyda, M. (2005). From Visual Simulation to Virtual Reality to Games. *IEEE Computer Society*, 38(9), 25-32.

## **ANNEXES**

**ANNEXE I** – Niveaux de difficulté de la tâche de poursuite

**ANNEXE II** – Écran d'accueil du dispositif Immetrack

**ANNEXE III** – Questionnaire expérience utilisateur

**ANNEXE IV** – Avis Comité de protection des personnes- étude 3

**ANNEXE V** – Questionnaire de motivation

## ANNEXE I

### Niveaux de difficulté de la tâche de poursuite

Niveaux de difficulté de la tâche de poursuite (taille du cube et vitesse de la cible)

Niveau	Taille du cube	Vitesse de la cible	Niveau	Taille du cube	Niveau
1	1,5	0,4	21	2,78	1,22
2	1,56	0,44	22	2,85	1,26
3	1,63	0,48	23	2,91	1,3
4	1,69	0,52	24	2,97	1,34
5	1,76	0,56	25	3,04	1,38
6	1,82	0,61	26	3,1	1,43
7	1,88	0,65	27	3,17	1,47
8	1,95	0,69	28	3,23	1,51
9	2,01	0,73	29	3,29	1,55
10	2,08	0,77	30	3,36	1,59
11	2,14	0,81	31	3,42	1,63
12	2,21	0,85	32	3,49	1,67
13	2,27	0,89	33	3,55	1,71
14	2,33	0,93	34	3,62	1,75
15	2,4	0,97	35	3,68	1,79
16	2,46	1,02	36	3,74	1,84
17	2,53	1,06	37	3,81	1,88
18	2,59	1,1	38	3,87	1,92
19	2,65	1,14	39	3,94	1,96
20	2,72	1,18	40	4	2

## ANNEXE II

### Écran d'accueil du dispositif Immertrack

The screenshot shows the 'IMMER-TRACK' software interface. At the top, there are logos for UNCAEN and OPEN MIND INNOVATION. The main title 'IMMER-TRACK' is centered, with 'Sujet ID' and an input field 'Enter text...' to the right. Below the title, there are three tabs: 'Définition bloc', 'Paramètres avancés', and 'Synthèse des blocs'. The 'Définition bloc' tab is active, showing various configuration sections:

- BLOC**: Nom (input), Tâche (dropdown: Poursuite), Nombre d'essai (input: 10).
- PIÈCE**: Distance de vue (input: 1.75), Hauteur du centre (input: 1.6), Dimensions (x: 2.0, y: 2.0, z: 2.0), Opacité parois (input: 0.2), Opacité arêtes (input: 0.2), Orientation lumière (x: 60.0, y: 0.0, z: 0.0).
- CIBLE**: Rayon (input: 0.2), Type (dropdown: Planete), Couleur (r: 1.0, g: 1.0, b: 1.0), Opacité (input: 0.5), Vitesse (input: 1).
- EFFECTEUR**: Rayon (input: 0.2), Type (dropdown: Spaceship), Couleur (r: 1.0, g: 1.0, b: 1.0), Opacité vaisseau (input: 0.1), Opacité trainée (input: 0.1), Gain (input: 10).
- FEEDBACK**: A list of checkboxes for 'Couleur de la cible', 'Couleur de l'effecteur', 'Ligne', 'Vibration continue', 'Vibration discrète', and 'Son'.
- TÂCHE POURSUITE**: Durée d'un essai (input: 20.0), Feedback post-essai (checked), Feedback-post-bloc (checked).
- TÂCHE POINTAGE**: Nombre de cibles (input: 10), Condition (dropdown: Global), Feedback post-essai (checked).
- FOND SONORE**: Type (dropdown: Relax 2), Volume (input: 0.1).

At the bottom right, there is a 'Valider le bloc' button. At the very bottom center, a large 'LANCER' button is visible.

# ANNEXES III

## Questionnaire expérience utilisateur



Projet de recherche RV-REEDUC

Questionnaire expérience utilisateur

Dispositif ImmerTrack

Nom et Prénom : \_\_\_\_\_

Date de naissance : \_\_\_\_\_

**Partie I : Coche la case qui correspond à ta réponse.**

1. Es-tu ?

Une fille       Un garçon

2. Quelle est ta main dominante (la main avec laquelle tu écris) ?

Droite       Gauche

3. Pratiques-tu une activité physique/sportive ?

Oui       Non

Si oui, quelle(s) activité(s) et combien d'heures par semaine ? \_\_\_\_\_

4. Joues-tu aux jeux vidéo ?

Oui       Non

Si oui, quel(s) jeu(x) et combien d'heures par semaine ? \_\_\_\_\_

**Partie II : Coche la case qui correspond le mieux à ton niveau d'accord sur une échelle en 5 points allant de « Pas du tout d'accord » à « Tout à fait d'accord ».**

1) L'écran d'accueil



1. L'écran d'accueil m'a donné envie de jouer.	<input type="checkbox"/>				
2. J'ai lu l'ensemble du texte facilement.	<input type="checkbox"/>				
3. J'ai bien compris toutes les consignes.	<input type="checkbox"/>				

As-tu des idées d'amélioration pour cette partie ? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

### 2) Pilotage et environnement spatial



Pas du tout d'accord



Plutôt pas d'accord



Je ne sais pas



Plutôt d'accord



Tout à fait d'accord

- |  |                          |                          |                          |                          |                          |
|--|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 4. J'ai trouvé le vaisseau facile à manipuler avec la manette. | <input type="checkbox"/> |
| 5. J'ai bien aimé l'espace autour de moi.                      | <input type="checkbox"/> |
| 6. J'ai bien aimé les planètes.                                | <input type="checkbox"/> |
| 7. J'ai bien aimé le vaisseau.                                 | <input type="checkbox"/> |
| 8. J'ai bien aimé la musique d'ambiance.                       | <input type="checkbox"/> |

As-tu des idées d'amélioration pour cette partie ? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

### 3) La tâche de pointage (plusieurs planètes)



Pas du tout d'accord



Plutôt pas d'accord



Je ne sais pas



Plutôt d'accord



Tout à fait d'accord

- |                                      |                          |                          |                          |                          |                          |
|--------------------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| 9. J'ai trouvé cette tâche amusante. | <input type="checkbox"/> |
| 10. J'ai trouvé cette tâche facile.  | <input type="checkbox"/> |

As-tu des idées d'amélioration pour cette partie ? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**4) La tâche de poursuite (une seule planète )**



Pas du tout d'accord



Plutôt pas d'accord



Je ne sais pas



Plutôt d'accord



Tout à fait d'accord

11. J'ai trouvé cette tâche amusante.






12. J'ai trouvé cette tâche facile.






As-tu des idées d'amélioration pour cette partie ? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**5) Les aides au pilotage**



Pas du tout d'accord



Plutôt pas d'accord



Je ne sais pas



Plutôt d'accord



Tout à fait d'accord

13. La ligne indiquant la distance entre le vaisseau et la cible (planète) m'a paru utile.






14. Cette ligne m'a paru gênante.






15. La vibration de la manette indiquant le contact avec la cible (planète) m'a paru utile.






16. Cette vibration m'a paru désagréable.






17. Le son indiquant le contact avec la cible (planète) m'a paru utile.






18. Ce son m'a paru désagréable.






As-tu des idées d'amélioration pour cette partie ? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

6) Les résultats

					
	Pas du tout d'accord	Plutôt pas d'accord	Je ne sais pas	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
19. J'ai trouvé les pourcentages de contact avec la cible (planète) utiles.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
20. J'ai trouvé la barre colorée utile.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
21. J'ai trouvé que le résultat « Contact avec la cible » était utile.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
22. J'ai trouvé que le résultat « Distance moyenne avec la cible » était utile. »	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
23. J'ai trouvé les expressions dans la partie « RESULTATS DE L'ETAPE" (Excellent/Super/Bien/Pas mal/ Tu feras mieux la prochaine fois) utiles.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
24. J'ai trouvé les petits vaisseaux bleus utiles.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

As-tu des idées d'amélioration pour cette partie ? \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

7) La mission spatiale virtuelle

					
	Pas du tout d'accord	Plutôt pas d'accord	Je ne sais pas	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
25. Je me suis senti(e) comme un(e) pilote dans l'espace.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
26. Je me suis senti(e) boosté(e) par l'environnement spatial.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



- |   |                          |                          |                          |                          |                          |
|---|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
|   | <input type="checkbox"/> |
| 27. J'étais tellement dans le jeu que je ne faisais plus attention au temps ou à ce qui se passait autour de moi.     | <input type="checkbox"/> |
| 28. Piloter le vaisseau était intéressant et important pour moi.  | <input type="checkbox"/> |
| 29. Je me suis senti(e) fatigué(e) pendant cette mission spatiale.  | <input type="checkbox"/> |
| 30. Je me suis senti(e) mal à l'aise durant cette mission spatiale (yeux qui piquent, tête qui tourne, nausées, etc.) | <input type="checkbox"/> |
| 31. J'ai été heureux(se) que mes résultats s'améliorent.  | <input type="checkbox"/> |
| 32. À la fin de la mission, j'ai eu envie de recommencer le jeu.  | <input type="checkbox"/> |
| 33. J'aimerais que mes ami(e)s puissent jouer à ce jeu.   | <input type="checkbox"/> |

As-tu des idées d'amélioration pour ce jeu ? \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

## ANNEXE IV

### Avis Comité de protection des personnes- étude 3



**COMITE DE PROTECTION DES PERSONNES OUEST IV – NANTES**

#### Avis du Comité de protection des personnes Comité de protection des personnes Ouest IV sur Modification Substantielle

##### Informations CPP

**Nom du CPP** : Comité de protection des personnes Ouest IV

**Adresse** : Immeuble CAP-OUEST - Maison de la Recherche en Santé, 2<sup>e</sup> étage - 53, chaussée de la Madeleine 44000 NANTES France

**Courriel** : bureau@cpp-ouest4.fr

**Numéro de téléphone** : 0253482880

##### Informations promoteur

**Organisme** : SLB Pharma

**Nom et prénom** : Flageul Ophélie

##### Investigateur

**Investigateur** : Lionel BILLARD

##### Informations dossier

**Étude référence CPP** : 22/036\_2 / Avis Final

**Numéro SI** : 21.04369.000036

**Numéro national** : 2020-A02734-35

**Référence interne** : RV-Reeduc

**Règlementation** : Loi Jardé

**Qualification de recherche** : Catégorie 2

**Produit ou acte** : Hors produits de santé (produits non mentionnés à l'article L.5311-11 du code de la santé publique)

**Titre** : Rééducation du membre supérieur par la réalité virtuelle chez l'enfant paralysé cérébral

Le Comité de Protection des Personnes OUEST IV a examiné ce dossier lors de sa séance plénière du **01 février 2022**, au cours de laquelle l'analyse du rapporteur désigné par le président a été présentée à l'ensemble des membres, ainsi que l'avis du méthodologiste. Aucun conflit d'intérêt n'a été déclaré par les membres délibérants et le quorum pour cette séance a été validé. A l'issue des délibérations, le CPP Ouest IV a voté un réexamen en 2<sup>e</sup> lecture du dossier soumis, téléchargé sur la plateforme RIPH2G le 04/02/2022.

Le comité a examiné les réponses et les documents modifiés, téléchargé par le promoteur sur la plateforme RIPH2G le 14/02/2022.

Le Comité de Protection des Personnes OUEST IV a analysé en **2<sup>e</sup> lecture** ce dossier lors de sa séance plénière du **1er mars 2022**, au cours de laquelle l'analyse du rapporteur désigné par le président a été présentée à l'ensemble du comité, ainsi que l'avis du méthodologiste. Aucun conflit d'intérêt n'a été déclaré par les membres délibérants et le quorum pour cette séance a été validé.

Après délibération, le comité a voté un **AVIS FAVORABLE** pour cette recherche

## ANNEXE V

### Questionnaire de motivation

Projet RV-REEDUC

#### 7) Questionnaire

Indique si tu es d'accord ou non avec les phrases ci-dessous

	 Plutôt pas d'accord <b>1</b>	 Pas d'accord <b>2</b>	 Ni d'accord Ni pas d'accord <b>3</b>	 Plutôt d'accord <b>4</b>	 Tout à fait d'accord <b>5</b>
1. J'ai aimé jouer à ce jeu	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
2. J'ai fait de mon mieux pour réussir ce jeu	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
3. Je trouve que j'ai été plutôt bon / bonne dans ce jeu	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
4. Je trouve que ce jeu est utile pour ma rééducation	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

					
	Plutôt pas d'accord	Pas d'accord	Ni d'accord Ni pas d'accord	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	1	2	3	4	5
5. J'ai trouvé que ce jeu était amusant					

					
	Plutôt pas d'accord	Pas d'accord	Ni d'accord Ni pas d'accord	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	1	2	3	4	5
6. j'ai fait le maximum dans ce jeu					

					
	Plutôt pas d'accord	Pas d'accord	Ni d'accord Ni pas d'accord	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	1	2	3	4	5
7. Je trouve que j'ai bien réussi ce jeu					

					
	Plutôt pas d'accord	Pas d'accord	Ni d'accord Ni pas d'accord	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	1	2	3	4	5
8. Je pense que ce jeu va me permettre de mieux utiliser mon bras					

					
	Plutôt pas d'accord	Pas d'accord	Ni d'accord Ni pas d'accord	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	1	2	3	4	5
9. Ce jeu m'a plu					

					
	Plutôt pas d'accord	Pas d'accord	Ni d'accord Ni pas d'accord	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	1	2	3	4	5
10. Il était important pour moi de réussir ce jeu					

					
	Plutôt pas d'accord	Pas d'accord	Ni d'accord Ni pas d'accord	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	1	2	3	4	5
11. Je suis content(e) de mes résultats dans ce jeu					

					
	Plutôt pas d'accord	Pas d'accord	Ni d'accord Ni pas d'accord	Plutôt d'accord	Tout à fait d'accord
	1	2	3	4	5
12. Je suis prêt(e) à refaire ce jeu car je trouve qu'il est utile pour moi					

Remarques : \_\_\_\_\_

# **Conception, développement et évaluation d'un dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale : le projet RV-REEDUC.**

## Résumé

L'objectif de ce travail de thèse était de concevoir, de développer et d'évaluer l'efficacité d'un dispositif de réalité virtuelle immersive basé sur des tâches visuo-manuelles, telles que la poursuite et le pointage d'objets, pour la rééducation du membre supérieur d'enfants et d'adolescents atteints de paralysie cérébrale. La première étude de cette thèse consistait en une revue systématique avec méta-analyse afin de faire un état des lieux des caractéristiques et des effets des dispositifs de réalité virtuelle utilisés dans la rééducation des enfants et des jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale. La synthèse des 22 études incluses dans cette revue nous a permis de déterminer les avantages et les limites des dispositifs à considérer dans le développement de ce nouvel outil de rééducation virtuelle. La deuxième étude de cette thèse était basée sur une expérimentation et avait pour but d'évaluer l'impact de différentes contraintes dans une tâche visuo-manuelle de poursuite sur la performance de 23 participants adultes. Les résultats ont montré une dégradation des performances lorsque les contraintes de la tâche étaient plus élevées. Ces résultats nous ont permis de définir les niveaux de difficulté du dispositif de réalité virtuelle pour la rééducation. La troisième étude consistait en un essai clinique randomisé visant à évaluer les effets du dispositif de réalité virtuelle sur des paramètres moteurs, fonctionnels, cinématique et motivationnels chez 20 enfants et adolescents atteints de paralysie cérébrale. Les résultats montrent que ce dispositif de réalité virtuelle immersive est un outil efficace, intéressant, sécurisé et attractif pour la rééducation du membre supérieur chez des enfants et des adolescents atteints de paralysie cérébrale.

Mots-clés : Rééducation ; Réalité virtuelle ; Paralysie cérébrale ; Apprentissage moteur ; Enfant ; Adolescent ; Membre supérieur

## **Conception, development, and evaluation of a virtual reality device for the rehabilitation of children and adolescents with cerebral palsy: the RV-REEDUC project.**

### **Abstract**

The aim of this thesis was to conceive, develop and evaluate the effectiveness of an immersive virtual reality device based on visuo-manual tasks, such as tracking and pointing, for the rehabilitation of the upper limb of children and adolescents with cerebral palsy. The first study of this thesis consisted of a systematic review with meta-analysis to assess the characteristics and effects of virtual reality devices used in the rehabilitation of children and young adults with cerebral palsy. The synthesis of the 22 studies included in this review allowed us to determine the advantages and limitations of the devices to be considered in the development of a new virtual rehabilitation tool. The second study in this thesis was based on an experiment and aimed to assess the impact of different constraints in the pursuit task (i.e., target speed, virtual cube size and transformation gain) on the performance of 22 adult participants. The results showed a decrease in performance when the task constraints were higher. These results enabled us to define the difficulty levels of the virtual reality device for rehabilitation. The third study was a randomized clinical trial to assess the effectiveness of the virtual reality device on motor, functional, kinematic, and motivational parameters in 20 children and adolescents with cerebral palsy. The results suggest that the immersive virtual reality device developed in this thesis is an effective, interesting, safe, and attractive tool for upper limb rehabilitation in children and adolescents with cerebral palsy.

Key words: Rehabilitation; Virtual reality; Cerebral palsy; Motor learning; Child; Adolescent ; Upper limb