



HAL
open science

Conception et développement d'un environnement de rééducation fonctionnelle personnalisée basé sur la réalité virtuelle

Amal Bouatrous

► **To cite this version:**

Amal Bouatrous. Conception et développement d'un environnement de rééducation fonctionnelle personnalisée basé sur la réalité virtuelle. Informatique [cs]. Ecole nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique; Université des Sciences et de la Technologie Houari-Boumediène (Algérie), 2024. Français. NNT : 2024IMTA0409 . tel-04743602

HAL Id: tel-04743602

<https://theses.hal.science/tel-04743602v1>

Submitted on 18 Oct 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 DE DOCTORAT DE

L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
MINES-TÉLÉCOM ATLANTIQUE BRETAGNE PAYS DE LA LOIRE –
IMT ATLANTIQUE, ET L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA
TECHNOLOGIE HOUARI BOUMEDIENE (USTHB).

ECOLE DOCTORALE N° 648
Sciences pour l'Ingénieur et le Numérique
Spécialité : *Informatique*

Par

Amal BOUATROUS

Conception et développement d'un environnement de rééducation fonctionnelle personnalisée basé sur la réalité virtuelle

Thèse présentée et soutenue à Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene (USTHB), Alger, Algérie, le 10/07/2024
Unité de recherche : Département DSD - laboratoire LATIM
Thèse N° : 2024IMTA0409

Rapporteurs avant soutenance :

Samir OTMANE Professeur, UEVE (Paris Saclay)
Mohamed GUIATNI Professeur, École Militaire Polytechnique (Alger)

Composition du Jury :

| | | |
|--------------------|------------------------|---|
| Président : | Nouara ACHOUR | Professeur, USTHB/FGE (Alger) |
| Examineurs : | Samir OTMANE | Professeur, UEVE (Paris Saclay) |
| | Mohamed GUIATNI | Professeur, École Militaire Polytechnique (Alger) |
| | Jean-Louis DILLENSEGER | Professeur, Université de Rennes |
| Dir. de thèse : | Chafiaa HAMITOUCHE | Professeur, IMT Atlantique (Brest) |
| Co-dir. de thèse : | Abdelkrim MEZIANE | Directeur de recherche, CERIST (Alger) |

Invité(s)

Nadia ZENATI Directrice de Recherche, CDTA (Alger)
Sylvain BROCHARD Professeur des Universités – Praticien Hospitalier (PUPH), UBO (Brest)

Résumé

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est une cause majeure de décès et d'invalidité, souvent suivie de séquelles telles que l'hémiplégie des membres supérieurs, qui a un impact négatif sur l'indépendance des personnes dans leurs activités quotidiennes. La rééducation classique est nécessaire pour retrouver la fonctionnalité perdue, mais elle peut être monotone. La réalité virtuelle (RV) offre une solution attrayante, motivante et efficace, répondant aux exigences nécessaires à une rééducation réussie. L'objectif de cette thèse est de concevoir et de développer un environnement virtuel pour la rééducation fonctionnelle personnalisée des membres supérieurs après un AVC. Plus précisément, nous nous sommes intéressés à la rééducation fonctionnelle de la main par le biais de jeux sérieux basés sur la RV. Ainsi, deux jeux sérieux visant à améliorer les mouvements grossiers et fins de la main ont été mis en place en simulant deux exercices cliniques, et en utilisant le capteur de mouvement Leap Motion. Nous avons incorporé des éléments de jeux vidéo pour motiver les patients et personnaliser la difficulté en fonction de leurs capacités motrices. Enfin, nous avons mis en œuvre une approche permettant d'adapter dynamiquement la difficulté des jeux. Une collaboration étroite avec les thérapeutes et les patients a été maintenue durant le processus de conception, afin de répondre aux spécifications cliniques. Le système a été évalué en termes de précision de mesure sur des individus sains, ce qui s'est avéré satisfaisant. En outre, une évaluation clinique subjective avec des patients réels a montré que le système était accepté et motivant, renforçant l'engagement des patients dans leur rééducation.

Mots Clés : Réalité virtuelle, Jeux sérieux, AVC, Rééducation des membres supérieurs après un AVC, Personnalisation, Adaptation, Évaluation clinique

Abstract

Stroke is a major cause of death and disability, often followed by sequelae such as upper limb hemiparesis, which has a negative impact on people's independence in their daily activities. Conventional rehabilitation is necessary to regain lost functionality, but can be monotonous. Virtual reality (VR) offers an attractive, motivating and effective solution, meeting the necessary requirements for successful rehabilitation. The aim of this thesis is to design and develop a virtual environment for personalized functional rehabilitation of the upper limbs after stroke. More specifically, we have focused on the functional rehabilitation of the hand using VR-based serious games. Thus, two serious games aimed at improving coarse and fine hand movements were set up by simulating two clinical exercises, and using the Leap Motion motion sensor. Incorporating video game elements to motivate patients and personalize difficulty according to their motor skills. Finally, we implemented an approach to dynamically adapt the difficulty of the games. Close collaboration with therapists and patients was maintained during the design process, in order to meet clinical specifications. The system was evaluated in terms of measurement accuracy on healthy individuals, which proved satisfactory. In addition, a subjective clinical evaluation with real patients showed that the system was accepted and motivating, reinforcing patients' commitment to their rehabilitation.

Keywords: Virtual reality, Serious games, Stroke, Stroke upper limb rehabilitation, Personalization, Adaptation, Clinical evaluation

PUBLICATIONS

Revue internationale

1. Bouatrous, Amal et al. (2023), « A new adaptive VR-based exergame for hand rehabilitation after stroke », in : Multimedia Systems, p. 1-18.

Conférences internationales

2. Bouatrous, Amal, et al. (2023), « A Virtual Reality-Based Serious Game Designed for Personalized Hand Motor Rehabilitation », in : 2023 International Conference on Networking and Advanced Systems (ICNAS), IEEE, p. 1-5.
3. Bouatrous, Amal, et al. (2024), « Semi-immersive virtual reality system to enhance hand motor rehabilitation after stroke », in : 2024 8th International Conference on Image and Signal Processing and their Applications (ISPA), IEEE, p. 1-6.
4. Bouatrous, Amal, et al.(2024), « An interactive virtual reality system based on leap motion controller for hand motor rehabilitation », in : 2024 8th International Conference on Image and Signal Processing and their Applications (ISPA), IEEE, p. 1-5.

Conférence nationale

5. Bouatrous, Amal, et al. (2023), « A virtual reality game for hand rehabilitation after stroke », in : Proceedings of The 12th Seminary of Computer Science Research at Feminine (RIF 2023).

REMERCIEMENTS

Le succès de cette thèse ne peut être attribué à une seule personne. Je suis infiniment reconnaissante à toutes les personnes qui ont contribué à sa réalisation. Je ne peux que les remercier du fond du cœur pour leur soutien inestimable dans cette aventure académique. Mes sincères et chaleureux remerciements vont à mes directeurs de thèse Pr. Chafiaa HAMITOUICHE, Dr. Nadia ZENATI, et Dr. Abdelkrim MEZIANE. J'ai eu la chance exceptionnelle de travailler avec trois directeurs compétents, attentifs et généreux. Leur soutien constant, leurs précieux conseils et leur expertise ont été indispensables à chaque étape de cette recherche. Leurs remarques, commentaires et appréciations ont considérablement influencé la qualité de ce travail. Leur confiance en mes capacités et leurs encouragements constants ont été une source de motivation inestimable. Cela m'a encouragé à faire de mon mieux pour être à la hauteur de leurs attentes. D'un point de vue académique, mes directeurs de thèse ont été très impliqués dans mon travail. Ils m'ont fourni des commentaires détaillés, ont procédé à des révisions rigoureuses et ont créé un environnement de travail extrêmement convivial qui a grandement facilité l'achèvement de ma thèse, de la conception à la validation. Leur soutien ne s'est toutefois pas limité à la dimension académique. Ils ont également été là pour moi sur le plan personnel, comprenant les défis auxquels j'étais confrontée et m'apportant un soutien inestimable dans les moments difficiles. Leur flexibilité et leur compréhension, même lorsque mon état de santé posait des contraintes, ont été d'un grand réconfort. Ce sont des personnes avec lesquelles j'espère avoir l'occasion de continuer à collaborer au-delà de cette thèse.

Mes remerciements les plus vifs vont évidemment aux membres du jury, aux rapporteurs et aux examinateurs. Je tiens à remercier Pr. Nouara Achour, de m'avoir fait l'honneur de présider le jury de cette thèse, et d'avoir pris le temps de la lire et de l'évaluer. Je remercie également Pr. Samir OTMANE, Pr. Mohamed GUIATNI, et Pr. Jean-Louis DILLENSEGER pour le temps consacré à la lecture et l'examen de ce manuscrit et les commentaires pertinents et constructifs qui l'ont accompagné. Je suis très honorée par la présence du Pr. Sylvain BROCHARD en tant qu'invité et je le remercie sincèrement.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude aux cliniciens des services de rééducation fonctionnelle d'Algérie et de France, qui ont généreusement collaboré avec nous tout

au long de cette thèse, pour le temps qu'ils ont investi en nous ouvrant leurs portes à chaque étape de notre travail. Leur étroite collaboration a été essentielle, depuis la phase de conception jusqu'à la validation. Je tiens à remercier les cliniciens du service de rééducation fonctionnelle du CHU de Douera à Alger, Algérie. En particulier, Pr. Houria Kaced, Dr. Sara Ait Ziane et Dr. Amine Brahim, ainsi que les cliniciens du Service de Médecine Physique et de Réadaptation (MPR) du CHRU de Brest, France. Pr. Olivier Rémy-Néris, Dr. Myriam THIEBAUT-CLERIN, et Dr. Sandrine CHEDET pour leurs précieuses contributions, leurs indications détaillées et leurs explications. Leur engagement exceptionnel dans ce travail, leurs commentaires pertinents et constructifs et leurs appréciations ont été d'une valeur inestimable pour la réussite de cette thèse. Enfin, merci à tous les patients qui ont participé avec enthousiasme, bonne humeur et sérieux.

Je tiens à remercier les équipes du CDTA et du CERIST avec lesquelles j'ai collaboré tout au long de ma thèse. Ce fut une expérience très enrichissante de rencontrer des personnes aussi généreuses et compétentes. Je nomme en particulier Dr. Mostefa Masmoudi, Dr. Samir BENBELKACEM et Dr. Oualid Djekoune du CDTA.

Je tiens également à remercier toutes les personnes du CERIST qui ont participé aux tests de répétabilité, sous la supervision de Dr. Chayma Zatout, que je remercie tout particulièrement, car son engagement et sa contribution aux expériences ont joué un rôle crucial dans la réussite de cette thèse.

Je dédie ce travail à la mémoire de mon père. Il représente non seulement un objectif essentiel dans ma carrière, mais aussi la réalisation d'un rêve de mon père, ainsi qu'une promesse que je lui ai faite avant qu'il ne décède d'un AVC.

Je tiens à exprimer ma gratitude à ma mère, dont le soutien inestimable a grandement contribué à la réalisation de cette thèse. De la gestion de mes besoins personnels à la prise en charge complète de ma fille, Mekka Ranim, son arrivée dans ma vie m'a donné une motivation supplémentaire pour persévérer dans mes efforts pour respecter les délais. Je tiens à m'excuser auprès de ma fille pour le temps passé loin d'elle et pour avoir manqué des moments cruciaux de sa croissance. En revanche, je suis reconnaissante à ma mère, qui a parfaitement assumé mon rôle en mon absence. Merci infiniment, Mami.

Je tiens à remercier ma famille pour son soutien, notamment ma sœur Qamar et mes deux frères. Mes remerciements vont également à toutes mes amies qui m'ont encouragée et soutenue, en particulier Houda, Nabila, Sabrina, Asma, Chayma et Nawel. Je tiens également à remercier toutes les personnes que j'ai rencontrées à Brest lors de mes séjours scientifiques, en particulier Slah eddin, Ahmed, Chaima, Asma, Wisal, Wided et Hana.

Leur générosité et leur aide ont été inestimables.

Enfin, Je tiens à remercier une personne exceptionnelle dans ma vie, dont le soutien ne s'est pas limité à l'aspect personnel, mais a également joué un rôle crucial dans l'avancement de ma thèse, en particulier sur le plan technique. Je voudrais exprimer mes sincères remerciements à mon époux, Fares, pour son soutien inconditionnel, sa présence constante, ses encouragements, et surtout sa compréhension, même lorsque mes humeurs étaient parfois changeantes. Merci du fond du cœur...

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|--|-----------|
| Introduction générale | 17 |
| Contexte | 17 |
| Problématique | 18 |
| Organisation de la thèse | 19 |
| 1 AVC et rééducation fonctionnelle post-AVC | 23 |
| 1.1 Introduction | 23 |
| 1.2 L'accident Vasculaire cérébral | 23 |
| 1.2.1 Les différents types de l'AVC | 24 |
| 1.2.2 Prévalence de l'AVC | 24 |
| 1.2.3 Séquelles de l'AVC | 25 |
| 1.3 La récupération motrice post-AVC | 27 |
| 1.3.1 Définition | 27 |
| 1.3.2 Mécanismes | 28 |
| 1.3.3 Chronologie de la récupération post-AVC | 29 |
| 1.4 Rééducation fonctionnelle post-AVC | 30 |
| 1.4.1 Les critères d'une rééducation fonctionnelle | 31 |
| 1.5 Méthodes conventionnelles de rééducation de la fonction motrice du membre supérieur après un AVC | 32 |
| 1.5.1 Méthodes de rééducation fonctionnelle manuelle | 33 |
| 1.5.2 Méthodes de rééducation fonctionnelle instrumentée | 37 |
| 1.6 Limites de la rééducation conventionnelle | 38 |
| 1.7 Solutions innovantes | 39 |
| 1.7.1 Rééducation assistée par robotique | 40 |
| 1.7.2 La réalité virtuelle | 40 |
| 1.7.3 La réalité augmentée et la réalité mixte | 41 |
| 1.8 Conclusion | 41 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 2 | La RV et les jeux sérieux basés sur la RV dans la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs | 42 |
| 2.1 | Introduction | 42 |
| 2.2 | La technologie de la réalité virtuelle | 43 |
| 2.2.1 | Définition | 43 |
| 2.2.2 | Composantes | 44 |
| 2.2.3 | Environnement virtuel | 46 |
| 2.2.4 | Parties fonctionnelles de la RV | 47 |
| 2.3 | La RV dans la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs | 48 |
| 2.3.1 | L'apport de la RV à la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs | 48 |
| 2.3.2 | Quelques systèmes de RV commercialisés, conçus sur mesure pour la rééducation des membres supérieurs | 53 |
| 2.4 | Les formes d'utilisation de la RV dans la rééducation fonctionnelle du membre supérieur | 57 |
| 2.4.1 | Exercices | 58 |
| 2.4.2 | Simulation des méthodes conventionnelles | 59 |
| 2.4.3 | Simulation des activités de la vie quotidienne (AVQs) | 61 |
| 2.4.4 | Jeux sérieux (serious games) | 62 |
| 2.5 | Difficulté adaptative | 72 |
| 2.5.1 | Définition de la difficulté | 72 |
| 2.5.2 | Adaptation dynamique de la difficulté | 73 |
| 2.5.3 | Approches d'adaptation dynamique de la difficulté pour la rééducation fonctionnelle | 74 |
| 2.6 | Conclusion | 84 |
| 3 | Conception et développement du système | 85 |
| 3.1 | Introduction | 85 |
| 3.2 | Conception du système | 85 |
| 3.2.1 | Méthode de conception | 86 |
| 3.2.2 | Spécifications cliniques | 89 |
| 3.2.3 | Conception de l'environnement virtuel | 95 |
| 3.2.4 | Choix des composants matériels et logiciels | 99 |
| 3.3 | L'environnement virtuel | 104 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 3.4 | Rétroactions (Feedbacks) | 105 |
| 3.4.1 | Feedback intrinsèque | 106 |
| 3.4.2 | Feedback extrinsèque | 107 |
| 3.5 | Framework du système | 108 |
| 3.6 | Jeux sérieux basés sur la RV (Exergames) pour entraîner Les fonctions de dextérité manuelle | 110 |
| 3.6.1 | Exergame pour entraîner la dextérité grossière (la préhension pal- maire) | 111 |
| 3.6.2 | Exergame pour entraîner la dextérité fine (la préhension bidigitale) | 115 |
| 3.7 | Jeux sérieux basés sur la RV (Exergames) pour entraîner la double fonction motrice et cognitive | 117 |
| 3.7.1 | Modélisation de la fonction de l'attention | 118 |
| 3.7.2 | Modélisation de la fonction de la vitesse de traitement | 120 |
| 3.8 | Évaluation des performances du patient pendant le jeu | 120 |
| 3.8.1 | Paramètres relatifs aux jeux | 121 |
| 3.8.2 | Paramètres mesurant la dextérité manuelle de la main | 123 |
| 3.9 | Difficulté adaptative des Exergames | 125 |
| 3.9.1 | Modélisation de la difficulté | 126 |
| 3.9.2 | Calibration | 128 |
| 3.9.3 | Approche d'adaptation | 131 |
| 3.10 | Fonctionnement du système | 139 |
| 3.11 | Conclusion | 143 |
| 4 | Protocole expérimental - Répétabilité du LMC - Utilisabilité, Motiva- tion et Difficulté | 145 |
| 4.1 | Introduction | 145 |
| 4.2 | Configuration expérimentale | 146 |
| 4.3 | Évaluation des performances des mesures du système LMC | 148 |
| 4.3.1 | Participants | 148 |
| 4.3.2 | Déroulement du plan expérimental | 149 |
| 4.3.3 | Résultats | 151 |
| 4.3.4 | Discussions | 155 |
| 4.4 | Évaluation clinique et testes préliminaires | 157 |
| 4.4.1 | Données démographiques et cliniques | 158 |

TABLE DES MATIÈRES

| | | |
|-------|-----------------------------------|------------|
| 4.4.2 | Procédure expérimentale | 158 |
| 4.4.3 | Résultats | 161 |
| 4.4.4 | Discussions | 171 |
| 4.5 | Conclusion | 175 |
| | Conclusion générale | 176 |
| | Bibliography | 179 |

TABLE DES FIGURES

| | | |
|------|---|-----|
| 1.1 | Exemples de rééducation manuelle passive (BARITAUX 2022) | 33 |
| 1.2 | Exemple de rééducation basée sur la thérapie du miroir. | 37 |
| 3.1 | Cycle de conception du système | 89 |
| 3.2 | Le contrôleur Leap Motion, capteur de mouvements de la main | 101 |
| 3.3 | Ajustement entre l'image réelle de la main capturée par le LMC et le modèle biomécanique interne de la main(LOS REYES-GUZMÁN et al. 2021) <i>(Reprinted from NeuroRehabilitation, vol. 48, no. 3, Ana de Los Reyes-Guzmán, Vicente Lozano-Berrio, María AlvarezRodríguez, Elisa López-Dolado, Silvia Ceruelo-Abajo, Francisco Talavera-Díaz, Angel Gil-Agudo, RehabHand : Oriented-tasks serious games for upper limb rehabilitation by using Leap Motion Controller and target population in spinal cord injury, pp. 365–373., Copyright (2021), with permission from IOS Press. The publication is available at IOS Press through https://doi.org/10.3233/NRE-201598)</i> | 103 |
| 3.4 | Poignet, phalanges et articulations du métacarpien de l'auriculaire détectées par le LMC(AGUILAR-LAZCANO et RECHY-RAMIREZ 2020) | 104 |
| 3.5 | Images illustrant les différents environnements virtuels du système | 106 |
| 3.6 | La main virtuelle utilisée dans les exergames (BOUATROUS et al. 2023) . . | 107 |
| 3.7 | Représentation de l'avatar de la main dans l'environnement virtuel (BOUATROUS et al. 2023) | 108 |
| 3.8 | Schéma fonctionnel du système interactif | 109 |
| 3.9 | Images illustrant les deux exercices cliniques de la préhension palmaire. À gauche, L'exercice utilisant la balle. À droite, L'exercice utilisant la pâte à modeler. | 112 |
| 3.10 | L'environnement virtuel du jeu sérieux simulant l'exercice de la préhension palmaire | 113 |
| 3.11 | Illustration de la tâche de pointage pour l'Exergame de la préhension palmaire | 113 |
| 3.12 | Illustration de la tâche de saisie pour l' Exergame de la préhension palmaire | 114 |
| 3.13 | Illustration de la tâche de dépôt pour l'Exergame de la préhension palmaire | 114 |

TABLE DES FIGURES

3.14 Images illustrant les deux exercices cliniques de la préhension palmaire. À gauche, L'exercice de la pince par opposition Terminale. À droite, L'exercice de la PinceOppositionSubterminale. 115

3.15 L'environnement virtuel du jeu sérieux simulant l'exercice de la préhension bidigitale 116

3.16 Illustration de la tâche de pointage pour l'Exergame de la préhension bidigitale 117

3.17 Illustration de la tâche de saisie pour l' Exergame de la préhension bidigitale 117

3.18 Illustration de la tâche de dépôt pour l'Exergame de la préhension bidigitale 118

3.19 Images illustrant les différents environnements virtuels des Exergames entraînant la double fonction motrice et cognitive 119

3.20 Images montrant le chronomètre . À gauche au début du jeu. À droite à la fin du jeu 120

3.21 Images illustrant l'étape de calibration. À gauche, l'étape de calibration de l'exergame de préhension palmaire. À droite, l'étape de calibration pour l'exergame de préhension bidigitale 129

3.22 Diagramme d'adaptation dynamique de la difficulté (BOUATROUS et al. 2023) 135

3.23 Diagramme de fonctionnalité globale du système 140

3.24 Enregistrement du thérapeute dans la base de données du système 141

3.25 L'étape d'authentification du thérapeute pour accéder à l'application . . . 141

3.26 La scène principale du système 141

3.27 L'étape d'accès au dossier du patient 142

3.28 Création d'un dossier du patient dans la base de données du système . . . 142

3.29 Choix de l'exercice à effectuer 142

3.30 Des atmosphères virtuelles relaxantes 143

4.1 Configuration expérimentale du système 147

4.2 Création d'un dossier pour le patient dans la base de données (BOUATROUS et al. 2023) 159

4.3 Un patient en phase de calibration du système (BOUATROUS et al. 2023) . 160

4.4 Un patient en phase de repos (BOUATROUS et al. 2023) 160

4.5 Un patient pratique un Exergame (BOUATROUS et al. 2023) 161

4.6 Le score SUS de chaque participant (BOUATROUS et al. 2023) 163

| | | |
|------|--|-----|
| 4.7 | Le score de la sous-section compétence perçue (perceived competence) de l'IMI de chaque participant | 165 |
| 4.8 | Le score de la sous-section effort et importance (effort importance) de l'IMI de chaque participant | 167 |
| 4.9 | Le score de la sous-section intérêt et amusement (interest enjoyment) de l'IMI de chaque participant | 168 |
| 4.10 | Le score de la sous-section valeur et utilité (value usefulness) de l'IMI de chaque participant | 170 |
| 4.11 | Aperçu des scores de l'IMI (BOUATROUS et al. 2023) | 170 |

LISTE DES TABLEAUX

| | | |
|-----|---|-----|
| 2.1 | Performance qualitative des différents systèmes de RV (Traduit de (BORAWSKA, BORAWSKI et ŁATUSZYŃSKA 2018) | 47 |
| 2.2 | Synthèse de jeux sérieux basés sur la RV destinés à la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs | 71 |
| 2.3 | Synthèse des recherches sur l'adaptation dynamique de la difficulté | 83 |
| 3.1 | Les feedbacks extrinsèques fournis pour chaque tâche du jeu. | 108 |
| 3.2 | Description des différentes variantes de temps mesurées pendant le jeu | 122 |
| 4.1 | Données démographiques des participants à l'étude de répétabilité du LMC. | 149 |
| 4.2 | Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des distances minimales et maximales entre l'index et la paume de la main mesurées par le système LMC, pour chaque participant. | 152 |
| 4.3 | Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des distances minimales et maximales entre le Majeur et la paume de la main mesurées par le système LMC, pour chaque participant. | 153 |
| 4.4 | Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des distances minimales et maximales entre l'Annulaire et la paume de la main mesurées par le système LMC, pour chaque participant. | 153 |
| 4.5 | Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des distances minimales et maximales entre l'Auriculaire et la paume de la main mesurées par le système LMC, pour chaque participant. | 154 |
| 4.6 | Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des angles minimum et maximum de flexion de l'index mesurés par le système LMC, pour chaque participant. | 154 |
| 4.7 | Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des angles minimum et maximum de flexion du Majeur mesurés par le système LMC, pour chaque participant. | 155 |

| | | |
|------|---|-----|
| 4.8 | Écart types, écart types relatifs et moyennes des angles minimum et maximum de flexion de l'Annulaire mesurés par le système LMC, pour chaque participant. | 155 |
| 4.9 | Écart types, écart types relatifs et moyennes des angles minimum et maximum de flexion de l'Auriculaire mesurés par le système LMC, pour chaque participant.. . . . | 156 |
| 4.10 | Données démographiques des participants à l'évaluation de l'utilisabilité et de l'acceptabilité du dispositif. | 158 |
| 4.11 | Questionnaire SUS. | 162 |
| 4.12 | Résultats SUS des patients (n=11). | 163 |
| 4.13 | Questions de la sous-section compétence perçue (perceived competence) de l'IMI. | 164 |
| 4.14 | Résultats de la sous-section compétence perçue (perceived competence) de l'IMI pour les patients (n=11). | 164 |
| 4.15 | Questions de la sous-section effort et importance (effort importance) de l'IMI. | 166 |
| 4.16 | Résultats de la sous-section effort et importance (effort importance) de l'IMI pour les patients (n=11). | 166 |
| 4.17 | Questions de la sous-section intérêt et amusement (interest enjoyment) de l'IMI. | 167 |
| 4.18 | Résultats de la sous-section intérêt et amusement (interest enjoyment) de l'IMI pour les patients (n=11). | 168 |
| 4.19 | Questions de la sous-section valeur et utilité (value usefulness) de l'IMI. | 169 |
| 4.20 | Résultats de la sous-section valeur et utilité (value usefulness) de l'IMI pour les patients (n=11). | 169 |
| 4.21 | Aperçu des scores IMI (n=11). | 169 |

ACRONYMES

Acronymes

3D 3 Dimensions

ADD Adaptation Dynamique de la Difficulté

API Application Programming Interface

AVC Accident Vasculaire Cérébral

AVQ Activité de la Vie Quotidienne

CCD Charge Coupled Device

CNRTL Centre National de Ressources Textuelles et Lexicales

EV Environnement Virtuel

fps frame per second

IMI Intrinsic Motivation Inventory

IMU Unités de Mesure Inertielle

IR InfraRouge

LMC Leap Motion Controller

LMCBT Leap Motion Controller Based Training

MPR Médecine Physique et Réadaptation

OMS Organisation Mondiale de la Santé

RA Réalité Augmentée

RM Réalité Mixte

RV Réalité Virtuelle

SDK Software Development Kit

SUS System Usability Scale

USB Universal Serial Bus

UCD User Centred Design

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Contexte

L'accident vasculaire cérébral (AVC) est l'une des principales causes de décès et d'invalidité dans le monde. Les survivants à un AVC souffrent de diverses séquelles, notamment de déficiences cognitives, sensorielles et motrices. L'hémiplégie des membres supérieurs est l'une des déficiences les plus courantes à la suite d'un AVC. Elle est associée à une limitation des activités et à une détérioration de la qualité de vie. Par conséquent, une récupération adéquate de la faiblesse des membres supérieurs est nécessaire. La récupération motrice spontanée, qui survient jusqu'à un an après un AVC, peut être accélérée par des stratégies de rééducation actives. L'objectif des thérapies de rééducation post-AVC est donc de manipuler une interaction entre la récupération motrice et la plasticité corticale. Cependant, avec le temps, les patients ont tendance à se fatiguer et à trouver le processus d'entraînement monotone. Les techniques de rééducation conventionnelles présentent des inconvénients, tels que le manque de motivation, l'absence de stimuli et la répétitivité ennuyeuse. De plus, la thérapie standard ne suffit pas à elle seule à assurer la réadaptation. Il est donc nécessaire d'adopter de nouvelles techniques de rééducation qui soient attrayantes, motivantes et efficaces, sans pour autant remplacer les techniques existantes.

La recherche de telles techniques s'est tournée vers la technologie, par le biais des jeux vidéo. Cependant, les systèmes de jeu commerciaux ne tenaient pas compte des grandes différences entre ce qui est considéré comme un "mouvement normal" et ce qu'une personne paralysée peut réaliser, et l'interaction dans les jeux disponibles dans le commerce, requièrent tous un niveau élevé de motricité fine. Par conséquent, ils étaient tous inaccessibles aux personnes souffrant d'un handicap moteur. Pour résoudre ce problème, la technologie de la réalité virtuelle (RV) a été introduite, grâce à sa capacité à offrir des expériences sensori-motrices inaccessibles dans les thérapies actuelles, et à donner la possibilité d'adapter les exercices thérapeutiques aux différentes capacités et besoins des patients. Au cours de la dernière décennie, des progrès extraordinaires ont été réalisés dans le développement de systèmes de RV pour la rééducation fonctionnelle. Plusieurs populations cibles ont été considérées, mais parmi elles, les victimes des AVC ont fait l'objet

d'une attention particulière, notamment en ce qui concerne la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs. Cette technologie a trouvé sa place dans ce domaine spécifique grâce à sa capacité unique à répondre aux exigences et principes fondamentaux de la rééducation fonctionnelle : l'intensité, l'entraînement basé sur des tâches, le biofeedback, les environnements riches en stimuli et la motivation sont autant de facteurs essentiels à la réussite des programmes de rééducation. Par conséquent, divers outils de réadaptation fonctionnelle ont été mis en œuvre sur la base de la RV. Ces outils prennent différentes formes, y compris des jeux sérieux basés sur la RV, qui fournissent des jeux gamifiés, mais avec l'objectif de rééduquer les membres affectés.

L'objectif de cette thèse est de concevoir et de développer un système d'aide à la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs utilisant les techniques de RV. En particulier, nous nous intéressons à la mise en place d'un système composé de jeux sérieux basés sur la RV simulant des exercices cliniques pour répondre aux spécifications cliniques, et incluant les éléments essentiels des jeux, dont la difficulté progressive, avec ajustement du niveau de difficulté en fonction des capacités motrices du patient. Cela nécessite l'évaluation des performances et des capacités motrices du patient pendant le jeu, à l'aide de métriques objectives (quantitatives), et la mise en œuvre d'une approche d'adaptation dynamique de la difficulté.

Problématique

La conception de jeux sérieux basés sur la RV pour la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs est complexe et exigeante, car elle doit répondre aux contraintes suivantes :

- **Utilité et efficacité** : sont des facteurs primordiaux dans la conception d'outils thérapeutiques. Ces outils doivent être conçus pour être accessibles et efficaces pour les utilisateurs finaux, c'est-à-dire les patients et les thérapeutes. Pour ce faire, une collaboration étroite avec les thérapeutes est essentielle, car ce sont eux qui doivent définir les objectifs de la thérapie et la manière dont elle doit être menée, pour atteindre ces objectifs prédéfinis. Il serait préférable que ces outils soient basés sur des protocoles cliniques validés dont l'efficacité a été prouvée.
- **Utilisabilité et acceptabilité** : Les outils thérapeutiques doivent être bien accueillis par les patients, afin de favoriser leur motivation et leur engagement. Il est donc nécessaire de proposer aux patients des défis adaptés, afin qu'ils puissent

acquérir de nouvelles compétences. La gestion de la difficulté est d'une importance cruciale, car elle doit être ajustée en fonction du niveau de santé du patient et doit être définie de manière rigoureuse et scientifique. Cela permet de traiter les patients de manière objective, tout en maintenant leur engagement dans le processus thérapeutique.

- **Ergonomie et simplicité** : Étant donné que les victimes d'AVC sont généralement âgées et qu'en plus des déficiences motrices, l'AVC entraîne également des déficiences cognitives, cela réduit la capacité des personnes à acquérir de nouvelles compétences en utilisant des technologies auxquelles elles n'ont peut-être pas été exposées auparavant, ainsi qu'à s'engager dans des scénarios plus complexes et à avoir une charge de travail mental plus importante. Il est donc nécessaire de tenir compte de ces contraintes lors de la conception et de la mise en œuvre d'un outil de rééducation.

Afin de répondre à toutes ces contraintes, qui représentent un véritable défi pour la recherche dans ce domaine spécifique, nous avons travaillé en étroite collaboration avec des thérapeutes et des patients tout au long du processus de conception et de développement de notre outil. En effet, nous avons développé un système basé sur la RV, s'appuyant sur des jeux sérieux et utilisant un capteur à faible coût pour permettre l'interaction entre l'utilisateur et l'environnement virtuel, mais surtout pour pouvoir mesurer les mouvements effectués par le patient pendant le jeu afin d'adapter la difficulté sur la base de ces données quantitatives d'une part, et d'estimer sa capacité motrice d'autre part.

Organisation de la thèse

Notre travail de recherche porte sur la RV appliquée à la rééducation fonctionnelle, en se concentrant principalement sur l'utilisation de jeux sérieux basés sur la RV pour la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs après un AVC, complétée par l'adaptation de la difficulté du jeu en fonction des capacités motrices du patient évaluées objectivement. Le manuscrit est organisé en deux parties :

- La première partie présente le contexte de la rééducation fonctionnelle après un AVC, en mettant l'accent sur la rééducation du membre supérieur, tout en soulignant les limites inhérentes aux approches conventionnelles de la rééducation. Ensuite, un état de l'art des dispositifs de RV pour la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs et des méthodes de difficulté adaptative sont présentées ;

- La deuxième partie présente nos contributions, qui consistent en un système de rééducation de la main basé sur la RV et conçu selon une approche de conception centrée sur l'utilisateur. Le système est composé de jeux sérieux, incluant des métriques pour mesurer les capacités motrices du patient nécessaires à la réalisation des tâches, ainsi que des contraintes sur la difficulté des jeux et une approche pour adapter la difficulté des jeux à l'état moteur du patient. Enfin, nous présentons notre étude expérimentale réalisée dans le but de valider notre système selon deux axes. Dans le premier, le test a été réalisé sur des sujets sains afin de valider les métriques proposées en termes de répétabilité, et dans le second sur des patients afin de déterminer l'utilisabilité du dispositif, la cohérence et l'impact de notre système de mesure de la difficulté, ainsi que la motivation générée chez les utilisateurs.

Chapitre 1 - AVC et rééducation fonctionnelle post-AVC

Dans le chapitre 1, nous présentons l'AVC, ses différents types et ses séquelles sensorielles, cognitives et motrice, ainsi que la chronologie et les mécanismes de la récupération motrice après un AVC et la rééducation fonctionnelle. Nous présentons ensuite les méthodes conventionnelles de rééducation fonctionnelle des membres supérieurs, leurs limites et les solutions innovantes proposées.

Chapitre 2 - La RV et les jeux sérieux basés sur la RV dans la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs

Dans le chapitre 2, nous présentons une vue d'ensemble de la technologie de la RV, ainsi que la contribution de cette technologie à la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs. Nous commençons par une vue d'ensemble de la technologie de la RV, puis nous présentons les avantages de cette technologie pour la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs et nous introduisons certains systèmes qui ont été commercialisés. Nous détaillons ensuite les différentes formes d'outils de RV disponibles pour la rééducation. Nous nous concentrons sur les jeux sérieux et les capteurs utilisés. Nous présentons

ensuite des méthodes permettant d'adapter la difficulté des exercices proposés via ces dispositifs basés sur des jeux sérieux afin d'augmenter l'engagement et la motivation des patients lors des séances de rééducation.

Chapitre 3 - Conception et développement du système

Dans le chapitre 3, nous présentons notre système, conçu selon une approche centrée sur l'utilisateur en étroite collaboration avec des thérapeutes et des patients. Nous présentons tout d'abord la méthode de conception et les spécifications cliniques prises en compte lors de la conception. Nous présentons ensuite notre système, qui consiste en des jeux sérieux basés sur la RV simulant des exercices cliniques de rééducation de la main, y compris la composante cognitive, et utilisant le capteur de mouvement de la main Leap Motion©, qui permet d'interagir avec les environnements virtuels 3D des jeux affichés sur un écran. Deux exercices fonctionnels de rééducation motrice ont été proposés, le premier impliquant un mouvement grossier de la main appelé préhension palmaire et le second un mouvement fin de la main appelé préhension bidigitale, et la composante cognitive a été intégrée en ajoutant des contraintes évoquant l'attention et la vitesse d'exécution. Nous présentons ensuite les métriques proposées pour évaluer les capacités motrices des patients pendant le jeu, sur la base de données issues du capteur. Enfin, nous présentons notre approche pour adapter la difficulté d'une tâche donnée aux capacités motrices du patient afin de prévenir la fatigue, qui a été définie sur la base des capacités motrices des patients mesurées par les métriques proposées.

Chapitre 4 - Protocole expérimental - Répétabilité du LMC - Utilisabilité, Motivation et Difficulté

Dans le chapitre 4, nous présentons le protocole expérimental visant à valider le système en termes de faisabilité et à l'évaluer en termes d'utilisabilité, d'acceptabilité et de cohérence. L'objectif était de déterminer dans quelle mesure ces métriques pouvaient être utilisées dans un contexte clinique pour évaluer les capacités motrices des patients et suivre leurs progrès au cours de la rééducation. Et de déterminer dans quelle mesure le système était acceptable et utilisable par les patients. Les évaluations ont montré que le système était validé de manière satisfaisante. En outre, les résultats indiquent que les

patients ont trouvé le dispositif très motivant et l'ont considéré comme un outil utile au cours de leur rééducation. Cette observation suggère que le dispositif pourrait contribuer positivement à l'engagement des patients dans leur thérapie.

AVC ET RÉÉDUCATION FONCTIONNELLE POST-AVC

1.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est de fournir un aperçu des aspects médicaux de l'AVC, y compris les différents types d'AVC et ses conséquences. Nous nous concentrons plus particulièrement sur les déficits affectant les membres supérieurs, car ils ont un impact direct et significatif sur la vie quotidienne des survivants d'un AVC. En outre, nous présentons les différents mécanismes impliqués dans la récupération motrice après un AVC, les méthodes de rééducation conventionnelles pour restaurer la fonction des membres supérieurs et les limites associées à ces approches. En conclusion, nous explorons les solutions innovantes développées pour relever ces défis.

En effet, notre objectif à travers ce chapitre est d'élaborer les spécificités liées au contexte médical, afin de comprendre les différents aspects importantes pour la réussite de notre travail. Nous nous intéressons principalement aux méthodes de rééducation motrice fonctionnelle des membres supérieurs post-AVC, afin de bénéficier de leurs avantages et de comprendre leurs limites, pour pouvoir proposer une solution appropriée et adaptée.

1.2 L'accident Vasculaire cérébral

L'accident vasculaire cérébral (AVC), également appelé communément "attaque cérébrale", est une altération soudaine de la fonction cérébrale qui survient suite à un infarctus cérébral ou une hémorragie. Il provoque des lésions permanentes au niveau des tissus cérébraux. Les AVC sont définis par l'Organisation mondiale de la santé (OMS) comme « le développement rapide de signes cliniques localisés ou globaux de dysfonction cérébrale avec des symptômes durant plus de vingt-quatre heures pouvant entraîner la mort, sans autre cause apparente qu'une origine vasculaire » (BÉJOT et al. 2009).

1.2.1 Les différents types de l'AVC

Il existe deux principaux types d'AVC, tous les deux susceptibles d'interrompre la circulation sanguine selon divers mécanismes. Le premier est l'AVC ischémique ou infarctus cérébral, qui résulte d'une obstruction vasculaire empêchant le sang de passer et de vasculariser la zone du cerveau en aval. Le second est l'AVC hémorragique ou hémorragie cérébrale, qui survient lorsque des vaisseaux sanguins se rompent, provoquant un saignement dans ou autour du cerveau. Dans la majorité des cas (80 à 85%), l'AVC est de nature ischémique.

1.2.2 Prévalence de l'AVC

Chaque année environ 16 millions de nouveaux cas d'AVC sont enregistrés dans le monde, entraînant environ 5,7 millions de décès. C'est pourquoi l'AVC est considéré comme un problème de santé publique majeur. (ADOUKONOU 2021).

En occident, l'AVC est très répandu, avec environ 400 000 cas en France, soit 0,6% de la population générale, et 7 millions de personnes aux États-Unis vivant avec un antécédent d'AVC en 2010, selon l'American Heart Association. Les instituts nord-américains compétents prévoient une augmentation de la prévalence de 3,4 millions d'ici 2030, soit une augmentation de plus de 20%, en raison de l'augmentation du nombre de personnes âgées et des facteurs de risque cardio-vasculaires modifiables tels que le diabète de type 2, l'obésité et l'inactivité physique, avec une prédominance chez les femmes de plus de 65 ans¹. L'AVC est la troisième cause de mortalité en Europe, avec une prévalence plus élevée chez les personnes de plus de 70 ans qui représentent la moitié des cas. 10% des patients décèdent dans les 30 jours suivant l'AVC et la moitié des survivants présentent un handicap.

Près de 60000 cas d'AVC sont enregistrés annuellement en Algérie, causant en moyenne plus de 2000 décès, selon une étude de santé réalisée en 2019². il est la première cause de handicap moteur chez l'adulte (DOUNIAZEDE 2017).

Il est considéré comme la première cause de handicap physique de l'adulte en France et en Europe, la deuxième cause de démence après la maladie d'Alzheimer et la troisième cause de mortalité après l'infarctus du myocarde et les cancers. L'AVC est une préoccupation majeure pour les sociétés modernes en raison de ses conséquences sur la santé

1. <https://www.has-sante.fr/jcms/p3350122/fr/reeducation-a-la-phase-chronique-d-un-avc-de-l-adulte-pertinence-indications-et-modalites-argumentaire>

2. <https://www.allodocteurs.africa/avc-60.000-cas-en-algerie-1438.html>

publique.

1.2.3 Séquelles de l'AVC

Le manque d'apport sanguin causé par un AVC peut entraîner diverses séquelles, notamment des troubles moteurs et sensoriels, des difficultés de déglutition et de contrôle des fonctions urinaires et anales. En outre, les fonctions cognitives telles que le langage, la mémoire, la concentration et le comportement peuvent également être affectées, car l'AVC perturbe le fonctionnement normal du cerveau. Les séquelles d'un AVC dépendent de la localisation et de la gravité des lésions cérébrales. En effet, un AVC peut altérer une ou plusieurs fonctions cérébrales. Les séquelles varient donc en fonction de l'étendue de ces atteintes. Certains AVC peuvent se résorber en quelques minutes sans laisser de séquelles, tandis que d'autres peuvent être mortels en quelques heures. D'autres encore peuvent causer des séquelles permanentes plus ou moins graves. Selon une étude de l'Institut National de Veille Sanitaire (INVS) publiée en janvier 2012, les handicaps les plus courants après un AVC sont des troubles de l'équilibre et de la mémoire (environ 42% des personnes qui restent handicapées), des atteintes motrices d'un ou plusieurs membres (37,2%), des troubles du langage ou de l'articulation (33,9%), des troubles visuels (23,1%), des troubles sensitifs (19,6 %), de l'incontinence urinaire (16,5%) et des troubles de la déglutition (13,3%). Les séquelles les plus fréquentes après un AVC sont :

Déficiences sensorielles

- **Déficience sensitive** : Les déficits sensitifs sont une conséquence courante de l'AVC, qui peuvent affecter différents modes de sensibilité tels que la sensibilité superficielle, la sensibilité profonde et la sensibilité thermo-algique. La sensibilité proprioceptive est essentielle pour un bon contrôle de l'activité motrice et les troubles sensitifs persistants peuvent ralentir la récupération fonctionnelle³.
- **Déficience visuelle** : Environ 20 à 30% des patients qui ont subi un AVC présentent un déficit du champ visuel. Ce déficit peut être partiel ou total et prendre la forme d'une hémianopsie latérale homonyme ou d'une quadranopsie latérale homonyme supérieure ou inférieure. Ce trouble peut entraver la rééducation en raison des limites imposées pour explorer l'environnement lors des activités manuelles et

3. https://webzine.has-sante.fr/jcms/c_1335224/fr/accident-vasculaire-cerebral-methodes-de-reeducation-de-la-fonction-motrice-chez-l-adulte-argumentaire

des déplacements. Sa gravité est exacerbée par sa fréquente association avec des troubles neurocognitifs tels qu'une négligence hémicorporelle ou une anosognosie⁴.

Déficiences cognitives

Les troubles cognitifs sont très fréquents après un AVC, avec une prévalence significative. Ils varient en intensité et en diversité, allant de troubles isolés à des troubles neurocognitifs multiples, voire à des troubles psycho-affectifs tels que la dépression et l'anxiété. Leur présence est également influencée par l'emplacement de la lésion cérébrale, selon qu'elle se situe dans l'hémisphère cérébral antérieur ou postérieur⁵.

Troubles de l'humeur

En raison de sa survenue soudaine, l'AVC peut provoquer un sentiment de tristesse ou d'angoisse chez les personnes touchées, mais ces émotions sont généralement temporaires. Cependant, chez certaines personnes, ces émotions peuvent être plus intenses et plus persistantes, constituant alors des troubles psycho-affectifs post-AVC tels que la dépression et l'anxiété. Les taux de prévalence varient en fonction de nombreux facteurs, tels que les critères diagnostiques, le temps écoulé depuis l'AVC et la sélection des patients, mais ils restent élevés, allant de moins de 25% à plus de 60%. Des études ont montré que les troubles phasiques sont des facteurs prédictifs indépendants de la dépression, tandis que l'entourage social est rapporté comme un facteur protecteur. La présence de troubles psycho-affectifs peut également considérablement entraver la participation d'une personne touchée par un AVC à différentes formes de rééducation (motrices, sensorielles, langagières, cognitives)⁶.

L'aphasie

Est la perte totale ou partielle de la capacité à communiquer par le langage, qui peut survenir après un AVC si l'hémisphère gauche du cerveau est endommagé. Bien que rare, une « aphasie par lésion droite » est également possible. Les symptômes de l'aphasie peuvent varier en fonction de la gravité de la lésion, allant d'un blocage occasionnel sur

4. [https://webzine.has-sante.fr/jcms/c_1335224/fr/accident - vasculaire - cerebral - methodes - de - reeducation - de - la - fonction - motrice - chez - l - adulte - argumentaire](https://webzine.has-sante.fr/jcms/c_1335224/fr/accident-vasculaire-cerebral-methodes-de-reeducation-de-la-fonction-motrice-chez-l-adulte-argumentaire)

5. [https://webzine.has-sante.fr/jcms/c_1335224/fr/accident - vasculaire - cerebral - methodes - de - reeducation - de - la - fonction - motrice - chez - l - adulte - argumentaire](https://webzine.has-sante.fr/jcms/c_1335224/fr/accident-vasculaire-cerebral-methodes-de-reeducation-de-la-fonction-motrice-chez-l-adulte-argumentaire)

6. [https://webzine.has-sante.fr/jcms/c_1335224/fr/accident - vasculaire - cerebral - methodes - de - reeducation - de - la - fonction - motrice - chez - l - adulte - argumentaire](https://webzine.has-sante.fr/jcms/c_1335224/fr/accident-vasculaire-cerebral-methodes-de-reeducation-de-la-fonction-motrice-chez-l-adulte-argumentaire)

un mot à une difficulté à comprendre le langage parlé, à articuler des sons, à lire, à écrire, à inventer des mots ou à s'exprimer dans un jargon incompréhensible.

Déficiences motrices

- **L'hémiplégie (paralysie unilatérale)** Après un AVC, il arrive parfois que les connexions entre le cerveau et les muscles soient rompues, ce qui peut causer une hémiplégie (une paralysie de la moitié du corps). Si l'hémisphère gauche du cerveau est affecté, l'hémiplégie concernera la moitié droite du corps et vice versa. En plus de la paralysie, l'hémiplégie peut s'accompagner d'autres symptômes, tels que des troubles des sphincters, des troubles sexuels et des troubles de la sensibilité comme des fourmillements, des douleurs physiques ou une insensibilité. Pour aider les patients atteints d'hémiplégie, il est souvent recommandé de suivre une rééducation par un kinésithérapeute et/ou un ergothérapeute. L'hémiplégie se réfère à la perte totale de la motricité volontaire d'un hémicorps suite à une lésion unilatérale de la voie pyramidale. Elle est souvent accompagnée d'un déficit de sensibilité de cet hémicorps. Lorsque l'atteinte survient du côté opposé à la lésion, on parle d'hémiplégie controlatérale, tandis que lorsqu'elle survient sur le même hémicorps que le côté lésé, on parle d'hémiplégie homolatérale.
- **L'hémiaparésie (faiblesse unilatérale)** Lorsque l'atteinte motrice est incomplète, on utilise le terme d'hémiaparésie. Les personnes atteintes d'hémiaparésie souffrent d'un déficit de la puissance musculaire, de l'équilibre et du tonus musculaire, ce qui réduit l'utilisation des membres affectés et provoque un dérèglement des réflexes (CARRIÉ 2006).

1.3 La récupération motrice post-AVC

1.3.1 Définition

Selon (BRIHMAT 2018), La récupération est «un processus de changement actif par lequel une personne handicapée acquiert les connaissances et les compétences (aptitudes) requises pour assurer des fonctions physiques, psychologiques et sociales optimales ». Elle peut être définie également en terme d'étendue de changement, c'est-à-dire comme la différence entre le déficit évalué à quelques jours après la lésion et celui évalué à trois mois. Elle peut également être représentée en termes de mécanismes sous-jacents à ce

changement par le phénomène de restitution comportementale ou de stratégies de compensation. La récupération motrice après un AVC commence très tôt après la lésion grâce aux mécanismes de plasticité cérébrale sous-jacents, ou la neuroplasticité qui se définit par la capacité d'une structure nerveuse à se modifier en fonction des demandes de l'environnement (BRIHMAT 2018). Elle atteindrait son pic aux alentours de 4 semaines et se stabiliserait au bout de 6 mois. Cependant, cette conception de la récupération a été récemment remise en question. Il a été reconnu que des améliorations ou des changements comportementaux pouvaient survenir à un stade chronique, même des années après l'AVC.

1.3.2 Mécanismes

La récupération biologique spontanée

Elle se produit chez la plupart des patients et est définie comme la récupération d'un comportement sans intervention ciblée ou spécifique. Elle se produit pendant une période temporelle critique sensible, qui commence tôt après l'AVC et diminue progressivement avec le temps.

La récupération motrice par restitution comportementale

Le processus de récupération spontanée est facilité par la restitution comportementale, qui permet le retour à une commande motrice normale de la partie du corps touchée. Cette restitution est rendue possible grâce à des mécanismes de réparation neuronale qui sont nécessaires pour une récupération complète. En outre, la récupération peut impliquer l'activation de régions cérébrales non lésées, qui génèrent des commandes similaires pour les mêmes muscles afin de produire un répertoire moteur identique.

La récupération motrice par compensation

La compensation est une stratégie de récupération qui implique de remplacer un comportement normal préexistant avant l'AVC par une nouvelle approche ou stratégie pour accomplir une tâche et atteindre un objectif. Elle consiste à utiliser des muscles, des articulations et des effecteurs non affectés par la lésion, contrôlés par des régions cérébrales alternatives et implique des processus d'apprentissage. Cette approche est souvent utilisée pour rétablir rapidement une indépendance dans les activités de la vie quotidienne. Cependant, l'utilisation excessive de la compensation peut limiter la récupération du

membre affecté, car cela peut empêcher le retour du contrôle volontaire des mouvements coordonnés sans spasticité.

1.3.3 Chronologie de la récupération post-AVC

Des stades post-AVC distincts ont été identifiés, caractérisés par des processus biologiques, cellulaires et moléculaires ainsi que des mécanismes de récupération spécifiques à chaque stade post-lésionnel. La période des stades post-AVC s'étend sur une durée de six mois, au cours de laquelle la plupart des processus de restitution comportementale et des améliorations rapides ont lieu. Cela se produit pendant les premières semaines, voire les premiers mois, où le cerveau est considéré comme étant le plus plastique. En conséquence, différentes phases sont généralement identifiées :

- La phase *hyper-aiguë* correspond aux premières 24 heures post-lésion
- La phase *aiguë* s'étend sur la première semaine post-lésion
- La phase *subaiguë précoce* correspond à la période allant de la première semaine jusqu'à la fin du troisième mois est considérée comme critique pour l'installation des mécanismes de plasticité cérébrale.
- La phase *subaiguë tardive* correspond à la période 3-6 mois
- La phase *chronique* débiterait après le 6ème mois post-AVC

Selon (BRIHMAT 2018), il est communément admis que la rééducation précoce est plus efficace pour obtenir des résultats positifs après un AVC, notamment en termes de récupération fonctionnelle. Cependant, des bénéfices peuvent encore être observés même après plusieurs mois post-AVC, bien que ces bénéfices diminuent avec le temps. Les processus d'adaptation neuromusculaire peuvent être stimulés par la répétition d'exercices et sont plus importants au début de l'entraînement, avant de ralentir progressivement. Les patients peuvent également présenter des phénomènes d'habituation neurophysiologique, ce qui peut limiter les améliorations.

Il est souvent admis que la récupération atteint un « plateau » en phase chronique, ce qui signifie que le patient ne répond plus positivement à la physiothérapie ou qu'il présente des capacités limitées pour des améliorations motrices supplémentaires justifiant l'arrêt de la rééducation. Cependant, cette notion est remise en question depuis quelques années. Les thérapeutes peuvent adapter le régime d'exercices en modifiant l'intensité, la durée et le type d'exercices, ou en proposant des thérapies non conventionnelles et stimulantes pour permettre une continuité des changements. Des études (BRIHMAT 2018) ont démontré que les patients en phase chronique peuvent encore s'améliorer grâce à des

interventions basées sur la répétition et la spécificité des tâches motrices, allant même jusqu'à engendrer des changements cérébraux et fonctionnels durables.

1.4 Rééducation fonctionnelle post-AVC

Selon l'OMS, la réadaptation vise à rendre au patient ses capacités antérieures et à améliorer sa condition physique et mentale afin qu'il puisse retrouver une place aussi normale que possible dans la société. La rééducation motrice après un AVC consiste en l'utilisation de méthodes thérapeutiques manuelles ou instrumentées visant à prévenir, conserver, rétablir, optimiser ou suppléer les troubles de la fonction motrice résultant d'un AVC confirmé.

Ainsi, selon la localisation et la gravité des lésions cérébrales, diverses approches de rééducation peuvent être envisagées pour aider la personne à récupérer certaines de ses capacités. Toutefois, un suivi médical approprié, ainsi qu'un soutien social et psychologique régulier, sont essentiels pour aider l'individu à réapprendre ses repères et, si nécessaire, adapter son environnement de vie, notamment en aménageant son domicile ou en bénéficiant d'une assistance à domicile.

La rééducation post-AVC est une partie essentielle du traitement pour tous les patients atteints d'un AVC. Bien que le niveau de soins nécessaires puisse varier en fonction de leur état individuel, l'objectif est de restaurer autant que possible les fonctions altérées par la lésion cérébrale, et de permettre au patient de retrouver son niveau d'autonomie antérieur à l'AVC. Ainsi, pour que la rééducation après un AVC soit efficace, il est crucial de se fixer des objectifs tels que stimuler les processus de plasticité cérébrale, prévenir les complications secondaires et permettre au patient de devenir le plus autonome possible, en dépit de toute séquelle. La rééducation implique une équipe spécialisée composée de professionnels tels que des médecins spécialisés en médecine physique et de réadaptation, des kinésithérapeutes, des orthophonistes, des ergothérapeutes, des infirmiers, des aides-soignants, des assistants sociaux et des appareilleurs (YELNIK et al. 2008).

L'objectif de la rééducation après un AVC, est de favoriser le rétablissement des mouvements en activant de nouvelles régions de projection motrice et des synapses au repos. Les stimuli sensoriels et les stimulants à différents niveaux, tels que la planification cognitive de l'activité motrice et du mouvement, conduisent à une activation cellulaire permanente, anatomique, physiologique et comportementale de l'organisme (AFSAR et al. 2018). Il s'agit de prévenir la survenue de complications, notamment les douleurs d'épaule et les

rétractions musculotendineuses. La rééducation active débute progressivement selon l'état du patient et s'appuie sur des principes essentiels. Ainsi, selon les besoins, la rééducation permet d'améliorer la préhension, l'équilibre, la marche, la communication ou encore les troubles visuospatiaux. Les premiers mois après l'AVC sont essentiels, mais la rééducation peut être nécessaire au-delà de un an après l'AVC et une reprise tardive de celle-ci peut être très utile (YELNIK et al. 2008).

La réadaptation post-AVC repose sur une approche multidisciplinaire qui implique la collaboration de divers professionnels de la santé, et l'équipe de réadaptation utilise une gamme de techniques pour améliorer les performances des patients post-AVC (IFEJKA-JONES et BARRETT 2011).

1.4.1 Les critères d'une rééducation fonctionnelle

Plusieurs éléments importants sont nécessaires pour qu'une rééducation fonctionnelle soit efficace chez les patients ayant subi un AVC.

Précocité

Il est recommandé de débiter la rééducation motrice le plus tôt possible, dès la phase aiguë de l'AVC, même chez les patients ne présentant pas d'activité motrice. Il est également recommandé de stimuler la fonction sensitive à ce stade.

Intensité

Une intensité suffisante est un critère important pour une rééducation fonctionnelle efficace chez les patients ayant subi un AVC. Il est conseillé de prendre en compte l'effet du temps comme une composante essentielle de la récupération fonctionnelle. De plus, une durée suffisante de traitement doit être maintenue pour permettre une récupération optimale des fonctions altérées. La rééducation doit être menée à haute intensité, en termes de dose, de fréquence et de durée de l'entraînement, tout en impliquant une pratique exigeante. Ces aspects de la pratique sont considérés comme essentiels pour déclencher les mécanismes de plasticité cérébrale nécessaires à une réorganisation adéquate du cerveau. Cela leur permet de continuer à intégrer leur membre le plus touché dans leur environnement naturel après la fin de la thérapie.

Initialement, l'intensité était définie comme le nombre d'heures de thérapie, sans tenir compte du nombre réel de répétitions de mouvements effectuées pendant chaque

heure de thérapie. Aujourd'hui, l'intensité de l'entraînement a été redéfinie comme le nombre de répétitions divisé par la durée en minutes de chaque séance de thérapie. Cette intensité thérapeutique est influencée par le nombre de répétitions par unité de temps, ainsi que par la durée de chaque séance d'entraînement, le nombre total de séances et leur programmation (séances quotidiennes ou hebdomadaires, etc.) (M. F. LEVIN et DEMERS 2021).

Continuité

Il est essentiel que la rééducation fonctionnelle des patients ayant subi un AVC soit caractérisée par une continuité de prise en charge. Cela signifie que lors de tout transfert ou changement d'unité de soins, ainsi que lors du retour à domicile, les objectifs fixés, les résultats des évaluations et des interventions, ainsi que les problèmes éventuellement rencontrés doivent être communiqués aux professionnels en charge de la suite de la rééducation. Cette communication permet d'assurer la cohérence et la coordination des soins tout au long du parcours de rééducation du patient.

1.5 Méthodes conventionnelles de rééducation de la fonction motrice du membre supérieur après un AVC

La rééducation de la fonction motrice doit être envisagée de manière globale et repose sur plusieurs techniques basées sur des principes essentiels, tels que ceux évoqués par (YELNIK et al. 2008)

- L'interaction forte entre sensibilité-motricité et cognitivo-motricité
- Le travail de l'un passant par l'autre
- La prise en compte de la globalité de l'individu par rapport à lui-même et par rapport à son espace
- La rééducation centrée sur la tâche
- Choix de tâches ayant un objectif significatif pour le patient
- Répétition des exercices jusqu'à l'apprentissage
- Augmentation de l'intensité des stimulations

L'ergothérapie se concentre sur des activités, pour aider à la récupération des fonctions motrices du membre supérieur et contribuer à la rééducation des troubles cognitifs. Il

s'agit d'une forme de rééducation axée sur les activités pour aider les patients à retrouver leur autonomie dans leurs activités quotidiennes.

Il existe plusieurs méthodes cliniques de la rééducation de la fonction motrice post AVC, manuelles et instrumentées. Nous présentons dans ce qui suit des méthodes présentées par (PRATIQUE 2012).

1.5.1 Méthodes de rééducation fonctionnelle manuelle

Rééducation manuelle individuelle

La rééducation manuelle individuelle consiste en l'utilisation de techniques de mobilisation passive et active, appliquées par un rééducateur en tête à tête avec le patient. Elle vise à répondre de manière spécifique aux problèmes de chaque patient. Cette approche est souvent utilisée pour des objectifs analytiques tels que l'activation des muscles déficitaires ou la réduction des raideurs articulaires. Les techniques utilisées peuvent être verbales, manuelles, instrumentales ou éducatives, en fonction de l'état clinique et fonctionnel du patient. L'objectif de ces concepts thérapeutiques est d'améliorer les mouvements, de prévenir les mouvements pathologiques et de réguler le tonus musculaire. Ils reposent sur des techniques de stimulation, de positionnement et d'éducation spécifique.

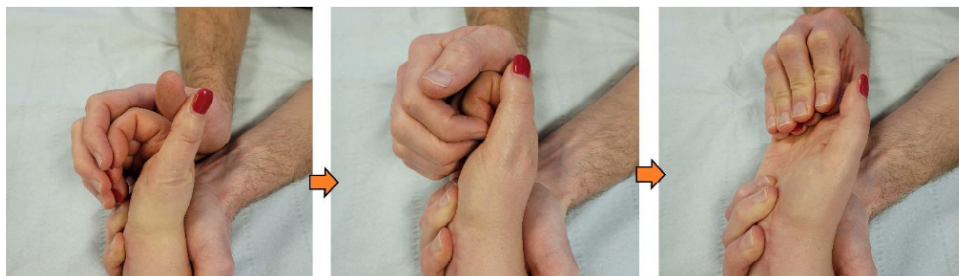


FIGURE 1.1 – Exemples de rééducation manuelle passive (BARITAUX 2022).

Renforcement musculaire

Le renforcement musculaire comprend toutes les techniques de rééducation visant à augmenter la force musculaire afin d'améliorer la trophicité et les performances musculaires, plutôt que la commande neuromotrice. Le manque de force musculaire est l'une des principales conséquences de l'hémiplégie résultant d'un AVC, causé par une incapacité à produire un niveau adéquat de commande neuromotrice, ce qui entraîne une insuffisance

d'activation des unités motrices. En outre, l'immobilité peut aggraver la perte de force en favorisant la sous-utilisation et le déconditionnement à l'effort, tant du côté atteint que du côté non atteint.

Rééducation intensive

La rééducation intensive se caractérise par la réalisation d'une activité de rééducation ciblée, comprenant un grand nombre de répétitions ou réalisée dans des conditions qui augmentent la charge par rapport à l'intensité habituelle. Il n'y a pas de définition précise et unanime de l'intensité en rééducation, mais elle peut se référer à une augmentation du temps de rééducation ou du nombre de mouvements réalisés. La rééducation intensive est souvent associée à la répétition de la même tâche et donc à la rééducation orientée vers la tâche, selon la littérature. Le nombre de répétitions et l'intensité dépendent de l'état clinique et fonctionnel du patient, ainsi que des objectifs de la rééducation.

Approches neurophysiologiques

Plusieurs programmes de rééducation tels que la neuro-développementale, la neuro-facilitation proprioceptive et l'intégration sensori-motrice visent à rétablir la fonction motrice en travaillant sur différents aspects tels que :

- **Concept Bobath** La réorganisation des aires corticales semble dépendre de l'utilisation des membres parétiques lors des exercices de rééducation, et sans cette stimulation, la représentation corticale des membres atteints peut disparaître. La variété des exercices proposés peut également influencer la plasticité. Le concept Bobath est une méthode de rééducation neuromotrice qui consiste en une approche par résolution de problèmes, avec une interaction constante entre l'évaluation et le traitement des patients présentant des troubles du tonus, du mouvement et de la fonction causés par une lésion du système nerveux central. L'objectif initial de cette méthode était de normaliser le tonus, en inhibant les réflexes associés à des manifestations anormales du tonus postural, tout en facilitant les activités motrices posturales et cinétiques normales. Le rééducateur doit manipuler précisément le patient pour solliciter les réponses motrices appropriées et attendues, en cherchant à retrouver ou à solliciter des séquences motrices ou des dessins cinétiques normaux ou proches de la normale.
- **Méthode Brunnstrom** Elle repose sur l'utilisation de réflexes, de stimulations neuromusculaires, de réactions associées et de syncinésies pour induire le mou-

vement chez les patients atteints d'hémiplégie. Cette méthode de traitement est strictement individuelle et combine des techniques de stimulation proprioceptive et extéroceptive, de facilitation et d'inhibition. La stimulation proprioceptive comprend l'étirement de muscles sélectionnés, tandis que la stimulation extéroceptive comprend le glissé, la friction et le tapotement. La résistance est souvent ajoutée à la méthode.

- **Méthode Kabat (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation-PNF)** Elle utilise des mécanismes de facilitation pour renforcer la contraction musculaire. Elle combine la motricité réflexe, automatique et volontaire et se base sur un schéma moteur tridimensionnel pour réaliser un renforcement musculaire actif contre résistance manuelle. La technique de Kabat est utilisée pour obtenir des gains rapides de l'amplitude des mouvements et des contractions musculaires chez les patients présentant des paralysies. Elle est principalement recommandée pour les hémiplégies frustes ou caractérisées par un déficit moteur. La technique consiste à faire réaliser des mouvements en spirales ou en diagonales suivant un schéma plurisegmentaire tridimensionnel (flexion-extension, adduction-abduction, rotation médiale-rotation latérale), qui sont soumis à une résistance maximale exercée par le rééducateur.
- **Méthode de Rood** La méthode Rood est une approche de rééducation qui utilise des stimulations sensorielles externes pour faciliter le mouvement. Elle utilise des techniques de stimulation cutanée non nociceptive telles que les frictions légères, le glaçage et le grattement pour réduire le tonus musculaire des groupes musculaires affectés par une atteinte neurologique. Cette méthode a été développée dans les années 1950 et s'appuie sur les séquences du développement neuromoteur pour proposer des activités motrices adaptées aux patients présentant des troubles neuromusculaires.

Répétition de tâches ou tâches orientées

La répétition de mouvements est une technique de rééducation qui consiste à répéter une même séquence de mouvements dans le but d'améliorer son exécution. Cette approche est souvent associée à la rééducation par tâche orientée, qui est centrée sur un objectif et réalisée sous les contraintes de l'environnement. Ces principes s'appuient sur les théories de l'apprentissage et du contrôle moteur, qui reconnaissent l'importance des tâches spécifiques et de l'entraînement en contexte spécifique dans l'apprentissage moteur. Il est recommandé que l'entraînement soit adapté aux besoins du patient et réalisé dans son

environnement. La répétition des exercices permet d'améliorer la récupération motrice, en particulier lorsqu'ils se rapprochent de l'activité fonctionnelle. En effet, la répétition favorise la connaissance du geste par le patient, qui devient ainsi plus performant. Chaque exercice est spécifique à la tâche à apprendre, de sorte que la préhension améliore la préhension, les exercices de marche améliorent la marche et le renforcement musculaire améliore la force musculaire.

La rééducation par mouvements bilatéraux simultanés

Consiste à utiliser des mouvements bilatéraux, symétriques ou asymétriques, pour solliciter la motricité du membre hémiparétique en conjonction avec le membre controlatéral sain.

L'imagerie mentale motrice

Implique de se remémorer et de répéter mentalement une expérience motrice précédemment vécue, ou de se représenter mentalement l'exécution anticipée d'une action nouvelle, dans le but d'obtenir la réalisation ou la mémorisation d'un mouvement spécifique.

La rééducation basée sur la thérapie miroir

Implique la mise en place d'un miroir vertical qui sépare les deux membres supérieurs, cachant le membre parétique derrière le reflet du bras sain. Cette technique permet au patient de bouger son membre sain, tandis que l'illusion visuelle créée encourage le mouvement du membre parétique.

Apprentissage moteur

Cette méthode de rééducation se concentre sur le réapprentissage des activités motrices spécifiques en utilisant les mêmes voies d'apprentissage que celles utilisées par les personnes saines. Le rééducateur évalue les composantes à l'origine des difficultés d'exécution pour chaque tâche et entraîne le patient de manière spécifique, avec pour objectif de favoriser le transfert dans les activités de la vie quotidienne. Cette approche met l'accent sur la dimension cognitive de l'apprentissage, en tirant des informations liées à la pratique dans des contextes spécifiques. Les programmes de rééducation sont conçus après une analyse des difficultés rencontrées par le patient pour effectuer différentes tâches, en se



FIGURE 1.2 – Exemple de rééducation basée sur la thérapie miroir.

basant sur les modèles neuro-biomécaniques utilisés par les personnes saines pour réaliser ces mêmes tâches.

1.5.2 Méthodes de rééducation fonctionnelle instrumentée

Ces dernières années, des approches rééducatives novatrices ont émergé pour intensifier la rééducation du membre supérieur. De nombreuses techniques récentes font appel à des dispositifs technologiques qui visent soit à stimuler directement certaines zones corticales du cerveau ou le système neuromusculaire périphérique, soit à établir une interface entre le patient et des systèmes informatiques.

Thérapie par contrainte induite du mouvement (TCIM)

Cette thérapie a pour objectif de combattre la sous-utilisation acquise du membre parétique malgré une récupération motrice. Son objectif est de réintégrer le membre lésé dans les gestes quotidiens. Le concept clé de cette technique est la sous-utilisation acquise, également appelée amnésie motrice fonctionnelle ou exclusion du membre. Cette thérapie implique une limitation plus ou moins importante du membre supérieur non-parétique pendant une période prolongée d'éveil. En utilisant de manière forcée le membre affecté, on cherche à développer sa motricité. Il s'agit d'une technique de rééducation visant à modifier le comportement du patient vis-à-vis de son membre déficient, dans le but de réduire considérablement les incapacités en augmentant l'utilisation du membre supérieur dans les activités de la vie quotidienne (AVQ).

Biofeedback(BFB)

Également appelé « rétroaction biologique », désigne l'utilisation d'appareils de mesure qui détectent et quantifient un processus physiologique, permettant ainsi à l'individu d'avoir une information immédiate sur son fonctionnement physiologique, même si ces informations lui seraient autrement inaccessibles. Cette méthode comprennent :

- *Myofeedback (MFB) par électromyographie (EMG-Biofeedback)* Également appelé biofeedback électromyographique, permet de visualiser en temps réel l'activité musculaire, que ce soit de manière linéaire ou dans un environnement virtuel plus complexe. Cette technique permet à l'individu d'agir directement sur la régulation ou la correction de certaines fonctions physiologiques, ce qui favorise l'apprentissage des comportements moteurs en engageant une forte dimension affective.

Électrothérapie

- *Électrostimulation* L'électrostimulation musculaire est une technique thérapeutique consistant à appliquer des stimulations électriques à des points moteurs, corps charnus ou tronc nerveux sur les muscles. Pour cela, des électrodes sont utilisées avec une fréquence, une forme, une durée d'impulsion et une intensité précises. Cette méthode complexe a une action directe sur la contraction musculaire, mais aussi de multiples actions indirectes sur les voies afférentes, telles que la stimulation des fuseaux neuromusculaires et des afférences de plus petits calibres.
- *Stimulation électrique fonctionnelle (SEF)* Consiste à appliquer un courant électrique continu sur la peau, ciblant un point spécifique en regard d'un nerf ou d'un muscle, afin de provoquer une contraction musculaire qui facilite le mouvement. Elle est reconnue pour améliorer la fonction des muscles extenseurs du poignet et faciliter les mouvements actifs. Bien que son application ne vise pas directement un intérêt fonctionnel, la stimulation électrique scapulaire continue est utilisée pour prévenir la subluxation inférieure de l'épaule chez les patients atteints de déficience.

1.6 Limites de la rééducation conventionnelle

Malgré leur efficacité et leur effet pertinent et significatif sur la récupération des fonctions perdues, qu'elles soient motrices ou cognitives, à la suite d'un AVC ou de toute autre altération ou pathologie, les méthodes conventionnelles de rééducation fonction-

nelle souffrent de limites et de lacunes, qui sont principalement liées aux facteurs et aux exigences qui régissent la réussite de cette thérapie :

- La rééducation conventionnelle est souvent associée à des processus ennuyeux et à des exercices répétitifs, ce qui peut réduire la motivation du patient au fil du temps (TORNER RIBÉ et al. 2021).
- Elle nécessite (au moins) un thérapeute pour traiter chaque patient individuellement, ce qui augmente les besoins en ressources, et par conséquent, les coûts pour le personnel et le système de santé (TORNER RIBÉ et al. 2021).
- Bien que l'augmentation de la fréquence des exercices est bénéfique et que le mouvement volontaire joue un rôle crucial dans l'amélioration de l'état fonctionnel, la répétition au cours des séances régulières de physiothérapie et d'ergothérapie reste insuffisante dans les centres de réadaptation hospitaliers et ambulatoires, et l'exercice volontaire est souvent limité (SUCAR et al. 2013; M. F. LEVIN et DEMERS 2021).
- La thérapie physique régulière était souvent considérée comme monotone et moins stimulante pour les patients (SUCAR et al. 2013).

Ainsi, selon (SAPOSNIK, M. LEVIN et GROUP 2011), les éléments suivants constituent des limites des méthodes conventionnelles de rééducation fonctionnelle :

- Le temps de travail
- Dépend de l'observance du patient
- Disponibilité limitée en fonction de la géographie
- Effets modestes et différés chez certains patients
- Nécessite un transport vers des installations spéciales
- Bénéfices initialement sous-estimés par les survivants d'AVC
- Forte intensité de main-d'œuvre et de ressources

1.7 Solutions innovantes

Afin de surmonter les problèmes liés à la nature de la rééducation fonctionnelle du membre supérieur dans les centres de rééducation fonctionnelle, et trouver des solutions complémentaires pour améliorer ces protocoles. La technologie s'est imposée. En effet, l'utilisation des technologies dans la rééducation peut résoudre le problème de la structure, de l'intensité et du retour d'information dans la pratique. Dans ce contexte, diverses solutions technologiques ont été instaurées.

1.7.1 Rééducation assistée par robotique

La robotique se définit comme une «Application de systèmes de commande électroniques et automatisés aux dispositifs mécaniques conçus pour exécuter des fonctions humaines. Autrefois limitée à l'industrie, mais de nos jours appliquée aux organes artificiels commandés par des dispositifs bioélectroniques ou bioniques, comme les pompes automatisées d'insuline ou autres prothèses»(LE CORRE 2020). L'objectif de la robotique appliquée à la rééducation est de fournir un nouvel outil de prise en charge pour les patients, en complément du thérapeute. Cet outil permet au patient d'être autonome dans sa rééducation. Plusieurs systèmes ont été développés pour permettre une interaction entre le patient et le robot, favorisant ainsi la réalisation des mouvements souhaités. Ainsi, la rééducation du membre supérieur assistée par robot implique la répétition de manière ciblée d'exercices, de tâches et d'activités spécifiques liées aux membres supérieurs, en utilisant un dispositif ou un système robotisé.

1.7.2 La réalité virtuelle

La réalité virtuelle (RV) est un outil polyvalent utilisé en médecine clinique à diverses fins, notamment pour le traitement de la douleur, l'évaluation neurocognitive, la formation médicale et la réadaptation physique. La recherche a démontré son efficacité pour améliorer la motivation et aider à la récupération des capacités motrices après un AVC. La RV englobe différents dispositifs, classés en systèmes immersifs qui immergent totalement les utilisateurs dans un environnement virtuel avec des affichages montés sur la tête ou de grands écrans, et en systèmes semi-immersifs ou non-immersifs qui utilisent des écrans d'ordinateur, tels que ceux que l'on trouve dans les consoles de jeux vidéo. L'intégration de la technologie de la RV dans le domaine de la rééducation fonctionnelle a donné naissance à une nouvelle méthode thérapeutique appelée la rééducation virtuelle. Le principal avantage des interventions de RV par rapport aux traitements traditionnels est que les patients les perçoivent comme des jeux d'exercice plutôt que comme des procédures médicales. Ce changement de perception renforce la motivation et l'adhésion au traitement. En outre, les interventions de RV se sont avérées efficaces pour améliorer la mobilité fonctionnelle des enfants atteints de paralysie cérébrale et des adultes plus âgés. Elles se sont également révélées prometteuses dans la rééducation de la démarche et de l'équilibre, ainsi que dans la rééducation des membres supérieurs et inférieurs (DOMÍNGUEZ-TÉLLEZ et al. 2020).

1.7.3 La réalité augmentée et la réalité mixte

La technologie de réalité augmentée (RA)/ réalité mixte (RM) permet de superposer des objets et des repères virtuels au monde réel en temps réel, en exploitant les avantages de l'entraînement réel et virtuel. En même temps, elle minimise le besoin d'étalonnage des mouvements et de transformation visuo-motrice habituellement requis pour interagir dans un environnement virtuel. Au cours des dernières décennies, le domaine de la réadaptation virtuelle s'est considérablement développé, grâce à l'accessibilité croissante de technologies ambiantes intégrées qui permettent de surveiller la fonction dans le monde réel et de mettre l'accent sur une approche de médecine personnalisée. De nouvelles formes de RV sont apparues, notamment la RA et la RM (M. F. LEVIN et DEMERS 2021)

1.8 Conclusion

L'objectif principal de ce chapitre était de présenter le contexte médical de notre travail. Ce contexte concerne l'AVC, ses différents types, ses séquelles sur les capacités sensorielles, motrices et cognitives, ainsi que les mécanismes de récupération motrice et de rééducation fonctionnelle associés. Nous avons ensuite abordé les méthodes conventionnelles de rééducation du membre supérieur, en soulignant leurs limites, avant d'exposer des solutions innovantes, dont celles basées sur la réalité virtuelle. Dans le chapitre suivant, nous aborderons plus en détail cette dernière approche innovante.

LA RV ET LES JEUX SÉRIEUX BASÉS SUR LA RV DANS LA RÉÉDUCATION FONCTIONNELLE DES MEMBRES SUPÉRIEURS

2.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est de fournir une vue d'ensemble de la technologie de la réalité virtuelle et son rôle et sa contribution dans le domaine de la rééducation fonctionnelle après un AVC, en se concentrant plus particulièrement sur la rééducation des membres supérieurs. Il vise à présenter différentes approches basées sur la RV conçues pour compléter les protocoles cliniques et enrichir les outils de rééducation motrice pour les membres supérieurs. Nous commençons ce chapitre par une brève introduction à la technologie de la réalité virtuelle et à son impact dans le domaine de la rééducation fonctionnelle. Nous présentons ensuite quelques systèmes de réalité virtuelle disponibles sur le marché. Nous explorons ensuite les différentes façons dont cette technologie peut être utilisée dans le contexte de la rééducation fonctionnelle, en nous concentrant sur les jeux sérieux basés sur la RV. Enfin, la majeure partie du chapitre est consacrée à la présentation des différents dispositifs et jeux sérieux de réalité virtuelle développés pour assister les patients, ainsi qu'aux différentes approches développées pour adapter ces dispositifs aux besoins individuels des patients.

2.2 La technologie de la réalité virtuelle

La finalité de la réalité virtuelle est de permettre à une personne (ou à plusieurs) une activité sensori-motrice et cognitive dans un monde artificiel, créé numériquement, qui peut être imaginaire, symbolique ou une simulation de certains aspects du monde réel (BERTHOZ et al. 2006). Dans cette finalité, deux éléments essentiels ont été abordés. Il est souligné que l'interaction est de nature sensori-motrice, ce qui signifie que la réalité virtuelle est basée sur l'idée que la personne perçoit et agit physiquement avec les entités et les éléments présents dans le monde virtuel. Il est souligné que l'activité cognitive est également présente, mais qu'elle doit être accompagnée d'une activité physique (sensori-motrice) pour être considérée comme relevant de la réalité virtuelle. Le deuxième élément abordé concerne la diversité des origines des mondes représentés dans l'environnement virtuel.

2.2.1 Définition

Étant un domaine interdisciplinaire, la réalité virtuelle a reçu deux définitions en raison de sa convergence avec plusieurs domaines :

Définition fonctionnelle

La réalité virtuelle va permettre à l'homme de s'extraire de la réalité physique pour changer virtuellement de temps, de lieu et(ou) de type d'interaction : interaction avec un environnement simulant la réalité ou interaction avec un monde imaginaire ou symbolique (BERTHOZ et al. 2006)

Définition technique

La réalité virtuelle est un domaine scientifique et technique exploitant l'informatique (1) et des interfaces comportementales (2) en vue de simuler dans un monde virtuel (3) le comportement d'entités 3D, qui sont en interaction en temps réel (4) entre elles et avec un ou des utilisateurs en immersion pseudo-naturelle (5) par l'intermédiaire de canaux sensori-moteurs (BERTHOZ et al. 2006)

Cette définition introduit une terminologie nécessitant quelques explications :

1. ***L'informatique*** La réalité virtuelle exploite les capacités de l'informatique, tant sur le plan matériel que logiciel, afin de créer techniquement un environnement virtuel interactif qui peut être utilisé par l'utilisateur. La simulation est dynamique, ce qui signifie que les éléments tels que les objets, les personnages virtuels, etc., sont animés en temps réel en suivant des principes physiques tels que la mécanique, l'optique, l'acoustique, ainsi que des principes comportementaux tels que la psychologie, la sociologie et les émotions.
2. ***Des interfaces comportementales*** Ces interfaces se composent de trois types : *Les interfaces sensorielles*, permettent à l'utilisateur de percevoir l'évolution du monde virtuel à travers ses sens ; *Les interfaces motrices* permettent à l'ordinateur de recevoir des informations sur les actions motrices de l'utilisateur dans le monde virtuel ; *Les interfaces sensori-motrices* permettent un échange d'informations dans les deux sens. Le choix et le nombre de ces interfaces dépendent de l'objectif spécifique de l'application en question.
3. ***Un monde virtuel***
4. ***L'interaction en temps réel*** Pour assurer une interaction en temps réel dans la réalité virtuelle, il est essentiel que l'utilisateur ne perçoive aucun délai (latence) entre ses actions dans l'environnement virtuel et les réponses sensorielles correspondantes.
5. ***Immersion pseudo-naturelle*** L'objectif est de parvenir à une immersion pseudo-naturelle optimale pour l'utilisateur dans le monde virtuel. Il convient de noter que cette immersion ne peut être entièrement naturelle, car notre comportement est principalement adapté à un monde réel et non virtuel, ce qui crée des biais sensori-moteurs (d'où le terme "pseudo"). La sensation d'immersion est en grande partie subjective et dépend de l'application spécifique et du dispositif utilisé, comprenant les interfaces, les logiciels, etc.

2.2.2 Composantes

Autonomie

(OURAMDANE, OTMANE et MALLEM 2009) a défini la composante autonomie de la RV comme suite : En RV, la notion d'autonomie est liée aux différentes composantes de l'environnement virtuel. L'utilisateur fait partie de ces composantes et il est considéré comme l'entité la plus active de cet espace. La place de l'utilisateur en RV n'est pas la

même qu'en simulation scientifique ou interactive. Dans le cas d'une simulation scientifique, l'utilisateur fixe les paramètres avant la simulation et analyse les résultats ensuite. En simulation interactive, l'utilisateur interagit en cours de la simulation mais il ne fait rien d'autre que de modifier les différents paramètres de la simulation. Par contre, dans le cas d'une application en RV, l'utilisateur est exposé à un environnement numérique autonome qui procure à l'utilisateur une certaine liberté pour évoluer, changer les propriétés de l'environnement virtuel et interagir avec ses entités sans fixer de paramètres avant ou pendant l'expérience. L'utilisateur est souvent représenté par un avatar qui peut être à la fois spectateur, acteur et créateur de l'univers numérique. L'autonomie de l'utilisateur réside dans sa capacité à coordonner ses perceptions et ses actions au cours du processus de l'interaction avec les autres entités.

Interaction

(OURAMDANE, OTMANE et MALLEM 2009) ont défini l'interaction 3D comme un système qui utilise des logiciels en entrée pour mettre en relation les différents périphériques matériels et les techniques logicielles afin de faire fonctionner une application donnée en sortie. Ces différents logiciels permettent d'utiliser le matériel mis à la disposition de l'utilisateur, via les pilotes en offrant un accès aux périphériques de bas niveau, et les logiciels applicatifs de haut niveau. Les différentes techniques d'interaction se situent entre la couche « matériels » (bas niveau) et la couche « applications » (haut niveau).

Immersion

Dans le cercle scientifique de la réalité virtuelle, le terme "immersion" est fréquemment utilisé dans des contextes tels que "système d'immersion", "utilisateur immergé" et "expérience immersive dans un environnement virtuel" (OURAMDANE, OTMANE et MALLEM 2009). (Jean-Marie BURKHARDT 2003) ont défini l'immersion comme suite : *le terme d'immersion est compris comme l'exposition de l'utilisateur à un environnement virtuel au moyen de dispositifs occultant en partie la perception (surtout visuelle) de l'environnement alentours, pour afficher en lieu et place une image du monde virtuel (visio-casque, salle immersive de type CAVE, etc.). Par extension, il s'agit d'immersion auditive, haptique, sensorielle etc. Au-delà d'un caractère informel.*

2.2.3 Environnement virtuel

Le concept d'"environnement virtuel (EV)" a été inventé par des chercheurs du MIT (Massachusetts Institute of Technology) au début des années 90 comme terme équivalent à la RV. Il désigne le lieu aménagé par la RV pour accueillir un ou plusieurs utilisateurs, leur permettant d'accomplir des tâches tout en éprouvant une sensation d'immersion dans un contexte particulier. Cet environnement virtuel prend la forme d'un modèle 3D composé de données réelles ou fictives, que l'on peut visualiser et avec lequel on peut interagir en temps réel(OURAMDANE, OTMANE et MALLEM 2009). En fonction du degré d'immersion, les EVs peuvent être divisés en trois catégories(Minhua MA et ZHENG 2011) :

- **Les systèmes de RV immersifs** : Les systèmes de réalité virtuelle immersifs sont essentiellement la forme la plus répandue de systèmes de RV. Dans ces systèmes, l'utilisateur porte un affichage monté sur la tête (HMD) ou un affichage couplé à la tête (HCD), voire utilise différents types d'unités d'affichage montées sur la tête. Les sensations visuelles, auditives et tactiles de l'environnement virtuel sont transmises à l'individu par l'intermédiaire d'unités d'affichage visuel et de haut-parleurs intégrés dans un HMD. En outre, des gants ou des combinaisons de données peuvent être utilisés pour une interaction plus complète. Des mouvements supplémentaires peuvent être réalisés à l'aide de dispositifs tels qu'un joystick, une boule spatiale, une souris 3D, d'autres capteurs ou des caméras portables.
- **Les systèmes de RV Non immersifs** : Dans le contexte de la réalité virtuelle non immersive, l'utilisateur est immergé dans un environnement tridimensionnel qui peut être manipulé directement avec une station de travail graphique conventionnelle, à l'aide d'un écran, d'un clavier et d'une souris.
- **Les systèmes de RV Semi immersifs** : Un système de RV semi-immersif se compose d'un système informatique graphique relativement performant couplé à un grand écran, à un projecteur grand écran ou à plusieurs systèmes de projection télévisuelle. En utilisant un large champ de vision, le système de RV semi-immersif offre une meilleure sensation d'immersion ou de présence que le système non-immersif.

Le tableau 2.1 présente les différents niveaux de qualité des performances des différentes catégories de systèmes de réalité virtuelle, en fonction du degré d'immersion offert par les environnements virtuels correspondants.

TABLE 2.1 – Performance qualitative des différents systèmes de RV (Traduit de (BORAWSKA, BORAWSKI et ŁATUSZYŃSKA 2018))

| Caractéristiques principales | RV non immersive | RV semi-immersive | RV immersive |
|--|------------------|-------------------|---------------|
| Résolution | Haute | Haute | Basse-Moyenne |
| Échelle(perception) | Basse | Moyenne-Haute | Haute |
| Conscience de la situation (les compétences de navigation) | Faible | Moyenne | Élevée |
| Champ de vision | Petit | Moyen | Grand |
| Décalage | Bas | Bas | Moyen-Haut |
| Sentiment d’immersion | Aucun-Bas | Moyen-Haut | Moyen-Haut |

2.2.4 Parties fonctionnelles de la RV

(Jean-Marie BURKHARDT 2003), ont proposé une décomposition des EVs en trois parties fonctionnellement distinctes, comme suit :

Les dispositifs de présentation de l’information

Englobent une variété de technologies qui offrent des expériences visuelles, sensorielles et auditives immersives. Il s’agit notamment des grands écrans, des casques de réalité virtuelle, des lunettes stéréoscopiques, etc. Ils offrent une variété de retours perceptifs, notamment visuels grâce aux grands écrans ou aux dispositifs de réalité virtuelle, mais aussi proprioceptifs et cutanés grâce aux sensations de toucher, de chaleur, etc. En outre, ces dispositifs intègrent des éléments de retour sonore, tels que des casques et des systèmes sonores spatialisés en 3D, afin d’enrichir encore l’expérience sensorielle de l’utilisateur. Cette combinaison de technologies crée un environnement immersif et multisensoriel, transformant la manière dont l’information est présentée et perçue.

Les dispositifs d’entrée de l’information

Se répartissent en deux catégories principales :

1. **Les dispositifs d’entrée sonore** tels que la reconnaissance vocale et les systèmes similaires. Jouent un rôle important dans la simplification des interactions homme-machine. En permettant aux utilisateurs d’émettre des commandes vocales

pour contrôler des appareils ou accéder à des informations, ces technologies suppriment la nécessité d'une interface physique et offrent une alternative pratique et mains libres.

2. ***Les dispositifs de capture de position et de mouvement*** sont un moyen d'interagir avec les systèmes informatiques et les environnements virtuels. Ils permettent aux utilisateurs de traduire leurs gestes, mouvements et positions corporelles en commandes numériques, offrant ainsi une expérience immersive et intuitive. Ces dispositifs englobent une gamme variée d'outils, allant des capteurs portables qui détectent les mouvements subtils des mains et du corps, aux gants équipés de capteurs de flexion pour une interaction précise, en passant par les combinaisons complètes qui suivent les mouvements de l'ensemble du corps.

Le moteur de réalité virtuel

Englobe les composants matériels et logiciels responsables de la création, de la gestion et de l'évolution des expériences virtuelles en réponse aux interactions de l'utilisateur. Par essence, ce moteur intègre un ensemble cohérent de technologies qui synchronisent la présentation virtuelle avec les actions et les choix de l'utilisateur.

2.3 La RV dans la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs

2.3.1 L'apport de la RV à la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs

Il est estimé que 50 à 75% des victimes d'AVC présentent une déficience persistante du membre supérieur affecté. Il est nécessaire d'identifier les meilleures stratégies d'entraînement pour la rééducation de la fonction motrice des membres supérieurs (HENDERSON, KORNER-BITENSKY et M. LEVIN 2007). La réadaptation virtuelle ou réadaptation basée sur la RV, est une nouvelle thérapie qui a vu le jour avec l'émergence de la technologie de la RV dans le domaine médical, en particulier dans la réadaptation fonctionnelle. L'objectif principal de cette thérapie est de compléter les techniques de rééducation, sans pour autant les remplacer. Elle consiste à créer des environnements virtuels dans lesquels les patients peuvent pratiquer leurs exercices de rééducation d'une manière plus attrayante

et plus motivante.

La justification de l'utilisation de la réalité virtuelle en rééducation repose sur plusieurs caractéristiques uniques de cette technologie (WEISS et al. 2006). Les deux principales caractéristiques de la RV sont les suivantes : (1) l'utilisateur peut contrôler le point de vue dans l'espace virtuel avec six degrés de liberté ; et (2) l'utilisateur peut interagir avec des objets dans l'espace virtuel (W.-S. KIM et al. 2020). L'entraînement virtuel est une technique moderne qui suscite de plus en plus d'intérêt aujourd'hui en raison de son coût abordable et du fait que les patients peuvent facilement l'utiliser chez eux. Il permet d'améliorer l'équilibre, la douleur, l'amplitude des mouvements et la fonction motrice des membres supérieurs (ANWAR et al. 2022).

La recherche a démontré les avantages de l'utilisation de la réalité virtuelle par rapport à la thérapie conventionnelle, comme l'ont souligné des études antérieures (LOHSE et al. 2014 ; BRUNNER et al. 2016 ; DIAS et al. 2019 ; ANWAR et al. 2022). Il a été suggéré que la formation en réalité virtuelle encourage une participation plus active, en stimulant les neurones miroirs dans le cortex par le biais de l'apprentissage par observation. Les participants qui ont reçu une formation à la RV avec des informations sensorielles étaient plus susceptibles d'acquérir les compétences motrices souhaitées. Ainsi, une étude menée par (JIN et al. 2022), a révélé que l'entraînement à la RV après un AVC améliorerait la fonction du bras, la déficience motrice ainsi que les activités de la vie quotidienne par rapport aux approches conventionnelles. Ces programmes de RV sont plus efficaces en raison de leur capacité à fournir des transformations spatiales supplémentaires des mouvements œil-main, un meilleur contrôle moteur et une expérience plus engageante, qui motive davantage l'apprentissage du mouvement (HUANG et al. 2019). Ainsi, les outils de rééducation fonctionnelle basés sur la RV peuvent être utilisés en dehors de l'environnement hospitalier, ce qui élargit l'accès à cette technologie à un plus grand nombre de victimes d'AVC. Grâce aux systèmes de RV, il est possible de réduire les effets du handicap, d'améliorer la qualité de vie des patients, de promouvoir leur participation sociale, d'améliorer leurs compétences en matière de vie quotidienne, de mobilité et de fonctions cognitives. Ces avantages s'étendent également aux enfants (Minhua MA et ZHENG 2011).

Selon l'étude de (SUCAR et al. 2013) et d'autres études, les différents aspects de la réalité virtuelle peuvent contribuer efficacement à la rééducation fonctionnelle, en aidant à répondre aux principes fondamentaux de la rééducation, qui sont des facteurs essentiels de la réussite des programmes de rééducation.

1. **La répétition** Les nouvelles technologies d'assistance, telles que la RV, offrent potentiellement aux patients la possibilité de s'entraîner plus intensivement par eux-mêmes. Elles permettent des sessions d'apprentissage répétées et une progression vers des tâches de plus en plus complexes, tout en réduisant progressivement le soutien et le retour d'information fournis par le thérapeute (WEISS et al. 2006).
2. **Le retour d'information** Est un aspect essentiel de l'amélioration des taux d'apprentissage, en particulier dans le contexte de l'apprentissage moteur. Elle implique des processus neurophysiologiques qui entraînent des changements significatifs dans les régions corticales et sous-corticales du cerveau. D'une manière générale, les jeux vidéo sont très efficaces pour fournir un retour d'information qui maintient l'engagement du joueur. Ainsi, l'un des points forts de l'utilisation de la RV dans la rééducation est le retour d'information en temps réel sur les performances (KESHNER 2004). Les thérapies par RV peuvent fournir aux patients et aux thérapeutes un retour d'information supplémentaire pendant la thérapie, accroître la motivation du patient et ajuster dynamiquement la difficulté de la thérapie (LOHSE et al. 2014).
3. **Motivation** L'engagement du patient à faire de l'exercice est crucial, et la motivation joue un rôle central à cet égard. La variété, le défi et la compétition sont des aspects qui peuvent stimuler cette motivation. Les jeux de réadaptation peuvent également être une source d'inspiration et permettre aux patients d'entrer en contact avec leurs proches, ce qui favorise le sentiment d'appartenance sociale. En outre, la RV permet aux patients d'être plus indépendants dans les activités de la vie quotidienne, tout en augmentant leur motivation et leur collaboration pendant le programme de réadaptation (DIAS et al. 2019). Pour la majorité des patients, les jeux sont perçus comme une source de divertissement pendant leur temps libre. En comparaison, la thérapie physique régulière étant souvent considérée comme monotone et moins stimulante pour les patients (ANWAR et al. 2022).
4. **Intensité** La rééducation virtuelle offre la possibilité de créer une expérience d'apprentissage plus intensive, intégrant des environnements de pratique individualisés et enrichis spécialement conçus à des fins de rééducation. Ainsi, il a été démontré que la RV permet de simuler la pratique de tâches fonctionnelles à un dosage plus élevé que les thérapies conventionnelles (M. F. LEVIN et DEMERS 2021). Les applications de RV peuvent être utilisées comme outils de formation pour promouvoir un entraînement intensif axé sur des déficits spécifiques (CAMEIRÃO, BERMÚDEZ

I BADIA et VERSCHURE 2008).

5. **Entraînement basé sur la tâche** Il a été démontré qu'un entraînement basé sur des tâches et utilisant la réalité virtuelle améliore la capacité à fractionner les mouvements et permet un contrôle individuel et isolé. L'entraînement peut être défini dans le cadre de scénarios qui permettent aux patients de s'engager dans des activités basées sur des tâches (CAMEIRÃO, BERMÚDEZ I BADIA et VERSCHURE 2008). les individus peuvent s'exercer à des tâches simples ou à des tâches plus complexes et ils peuvent mesurer leur succès en temps réel (BROEREN, RYDMARK et SUNNERHAGEN 2004).
6. **Environnements riches en stimuli** La RV a un potentiel important pour la rééducation car elle permet la création d'environnements virtuels offrant de multiples stimuli et favorisant l'amélioration des capacités motrices et cognitives tout en motivant et en engageant le patient (DIAS et al. 2019). De plus, la nature automatisée des stimuli dans les environnements virtuels permet au thérapeute de se concentrer sur la fourniture d'un soutien physique maximal lorsque nécessaire, sans compromettre la complexité de la tâche (WEISS et al. 2006) .
7. **Personnalisation et Adaptation** La RV permet une conception flexible et individualisée de la rééducation en fonction de la déficience motrice du patient, ce qui rend possible une approche progressive (W.-S. KIM et al. 2020). Ainsi, la RV peut être utilisée pour créer des environnements personnalisés qui sont adaptés aux besoins spécifiques de chaque patient. Cela peut aider à rendre la rééducation plus efficace et plus agréable (WEISS et al. 2006).
8. **Évaluation quantitative** La RV est un outil de suivi en temps réel et à haute résolution, qui permet une évaluation quantitative des propriétés pertinentes des déficits, des performances et de la récupération (CAMEIRÃO, BERMÚDEZ I BADIA et VERSCHURE 2008). Ainsi, la RV a la capacité à fournir une expérience d'apprentissage immersive et active qui stimule et motive les participants la possibilité de modifier relativement facilement les environnements virtuels permet aux cliniciens d'évaluer plus efficacement différentes modifications visant à améliorer l'accessibilité des patients (WEISS et al. 2006). Bien que l'individu s'exerce à diverses tâches, il est possible pour les thérapeutes de suivre les mouvements à des fins d'analyse (BROEREN, RYDMARK et SUNNERHAGEN 2004).

Il a été démontré que les trois principales composantes de la réalité virtuelle ont un impact positif direct sur la réadaptation fonctionnelle.

L'autonomie

- Entraînement dans un environnement plus sûr et plus contrôlé (TICKNOR et TILLINGHAST 2011).
- Les patients peuvent s'entraîner à leur propre rythme (LIAO et al. 2021).
- Accroître la confiance et l'estime de soi des patients (MARSTON et SMITH 2012).
- Réduire le stress et l'anxiété associés à la rééducation (KOLBE et al. 2021).
- Une meilleure participation des patients aux exercices et une plus grande motivation à s'y engager (CUTHBERT, TURKAY et BROWN 2019).

L'immersion

L'étude, menée par (HATEM et al. 2016), a examiné l'impact de la RV sur la rééducation fonctionnelle post-AVC chez des personnes de tous âges. Les résultats de l'étude ont montré que la RV était associée à des améliorations significatives de la fonction motrice, de la force musculaire, de l'équilibre et de la qualité de vie. Les participants qui ont bénéficié d'une intervention de RV ont également montré une réduction de la fatigue et de la douleur. Une autre étude de (HØEG et al. 2021) a examiné l'impact de l'immersion dans la RV sur la rééducation fonctionnelle post-AVC chez les personnes âgées. Les résultats de l'étude ont montré que l'immersion dans la RV était associée à des améliorations significatives de la fonction motrice, de la force musculaire et de l'équilibre. Les participants qui ont bénéficié d'une intervention de RV ont également fait preuve d'une motivation et d'un engagement accrus dans la réadaptation.

Ainsi, l'immersion dans la RV peut être bénéfique pour la rééducation en raison des avantages suivants :

- Offre une expérience plus engageante et stimulante (WEISS et al. 2006).
- Permet aux patients de s'entraîner de manière prolongée (ROSE, NAM et CHEN 2018).
- Permet de bénéficier de l'intensité et de la répétition nécessaires à la récupération (SVEISTRUP 2004).
- La fourniture des informations visuelles et auditives en temps réel (PATSAKI et al. 2022).
- Gestion de la douleur, en aidant le patient à se concentrer sur son exercice et à oublier sa douleur (SHAHRBANIAN et al. 2012).

L'interaction

- Grâce à la composante d'interaction, la RV permet de mesurer de manière objective les comportements dans des environnements difficiles mais sécurisés et écologiquement pertinents, tout en maintenant un strict contrôle expérimental sur la gestion et la mesure des stimuli (WEISS et al. 2006).
- Le patient peut interagir avec des éléments virtuels (ROGERS et al. 2019).
- Renforcer la participation et la motivation des patients (ZIMMERLI et al. 2013).
- Stimulation de la rééducation motrice grâce à une pratique intensive, un retour d'information en temps réel et des tâches progressives (K. N. FONG et al. 2022)

2.3.2 Quelques systèmes de RV commercialisés, conçus sur mesure pour la rééducation des membres supérieurs

Avec l'émergence de la technologie de la réalité virtuelle dans le domaine de la rééducation motrice des membres supérieurs, de nombreux systèmes ont été développés, certifiés et commercialisés pour offrir aux patients des outils innovants complétant les outils conventionnels de rééducation.

Nous présentons une sélection des systèmes suivants qui ont été commercialisés :

PLAYBALL

Le système *PLAYBALL*¹, est un dispositif d'exercice intelligent qui offre à la fois des fonctionnalités de mesure des performances et de contrôle de jeu vidéo. Il permet aux utilisateurs de bénéficier d'un processus de rééducation complet tout en s'amusant avec des jeux et en recevant un retour visuel en temps réel pour évaluer leurs progrès. Il permet au patient de jouer à des jeux interactifs tout en effectuant une variété d'exercices de rééducation avec le ballon.

SaeboVR

Le système *SaeboVR*², est un système de réadaptation virtuelle axé sur les activités de la vie quotidienne. Cette plateforme a été développée dans le but d'impliquer les patients dans des défis physiques et cognitifs liés aux activités fonctionnelles quotidiennes. En

1. <https://www.playwork.me/playball>
2. <https://www.saebo.com/shop/saebovr/>

plus d'interagir avec des tâches significatives de la vie quotidienne, SaeboVR propose un assistant virtuel qui apparaît à l'écran pour éduquer et faciliter les performances, en fournissant un retour d'information en temps réel. Grâce à cette approche immersive, les patients peuvent bénéficier d'un entraînement engageant et adapté à leurs besoins de rééducation.

Doctor Kinetic

Le système *Doctor Kinetic*³, est un système d'entraînement en RV qui offre une vaste sélection d'exercices de rééducation pour favoriser une récupération rapide chez les patients.

IREX

L'*IREX*⁴, ou Immersive Rehabilitation Exercise, est un système qui intègre une caméra connectée à un ordinateur pour afficher en temps réel l'image du corps entier du patient sur l'écran. Grâce à cette immersion, le patient se retrouve plongé dans des jeux vidéo dynamiques en RV. Pendant les exercices, les patients sont guidés à travers des interactions avec les éléments du jeu en utilisant leurs mains. De plus, les cliniciens peuvent personnaliser les jeux en ajustant facilement les paramètres pour correspondre au niveau de capacité et de récupération spécifique de chaque patient. Ils peuvent ainsi adapter les mouvements et les exercices en fonction des besoins individuels, en modifiant simplement les réglages à l'aide de la souris.

EvolvRehab

*EvolvRehab Hands*⁵ révolutionne la rééducation de la motricité fine en introduisant une approche novatrice pour l'entraînement de la dextérité, de l'amplitude des mouvements et de la force musculaire. Grâce à cette nouvelle méthode, il devient possible de permettre une pratique de masse de la motricité fine. Les activités incluses dans *EvolvRehab Hands* englobent la flexion, l'extension et l'abduction des doigts, ainsi que la déviation cubitale et radiale du poignet. Ces exercices peuvent être adaptés selon les capacités individuelles des patients en utilisant des modules d'évaluation, d'exercice ou d'exergame.

3. <https://steemit.com/steemhunt/@ememovic/doctor-kinetic-functional-rehabilitation-in-virtual-reality>

4. <https://gesturetekhealth.com/products/irex>

5. https://evolvrehab.com/evolvrehab/evolvrehab_hands/

RehabWall

*RehabWall*⁶ offre une approche polyvalente pour stimuler différentes fonctions cérébrales, telles que la vigilance, la motricité, la perception et les compétences ERP, de manière variée. En collaboration avec des thérapeutes experts, ils ont développé 14 exercices et des exercices d'auto-assistance spécifiques pour *rehabWall*. Ces exercices intègrent des technologies telles que des lunettes virtuelles, un coussin d'équilibre, un capteur de mouvement et un écran tactile. Chaque jeu est doté de nombreux réglages et niveaux de difficulté, permettant ainsi d'ajuster le niveau de défi approprié pour chaque patient en rééducation, favorisant ainsi des expériences de réussite. De plus, les progrès des patients en rééducation peuvent être facilement mesurés grâce à des outils de suivi intégrés.

NIRVANA

*NIRVANA*⁷ est un dispositif médical qui utilise la RV pour soutenir la rééducation motrice des patients atteints de troubles neuromoteurs. Son objectif est d'accélérer le processus de rééducation en aidant les thérapeutes à choisir l'activité la mieux adaptée à la récupération de la fonction motrice déficiente de chaque patient. *NIRVANA* est un système entièrement non invasif qui fonctionne dans un environnement réaliste. Il utilise la stimulation neuro-sensorielle et ajuste en temps réel le niveau de difficulté de chaque exercice en fonction des capacités nouvellement acquises par le patient.

Des systèmes développés par Tyromotion

La company *Tyromotion*⁸ avait développé différentes systèmes pour l'aide à la rééducation motrice des membres supérieurs.

- **MYRO**⁹ est un système thérapeutique interactif qui offre un entraînement moteur proche des activités quotidiennes en utilisant des objets réels. Grâce à sa surface équipée de capteurs, il permet aux patients de s'entraîner de manière immersive et réaliste. L'objectif principal de **MYRO** est d'améliorer les mouvements quotidiens et les capacités motrices du membre supérieur. En simulant des actions courantes telles que saisir, manipuler et déplacer des objets, **MYRO** aide les patients à renforcer leurs compétences motrices spécifiques et à favoriser une meilleure intégration

6. <https://cse.is/health/products/>

7. [https://www.omnia-health.com/product/nirvana#:~:text=NIRVANA%20is%20a%20medical%20device,every%](https://www.omnia-health.com/product/nirvana#:~:text=NIRVANA%20is%20a%20medical%20device,every%20)

8. <https://tyromotion.com/news/>

9. <https://tyromotion.com/produkte/myro/>

des mouvements dans leur vie quotidienne.

- **AMADEO**¹⁰ est un dispositif robotique et informatisé conçu pour la rééducation des doigts et de la main chez les patients présentant des troubles moteurs et cognitifs. Son objectif est d'aider ces patients à retrouver leur fonctionnalité et leur indépendance. AMADEO utilise des techniques avancées pour stimuler et entraîner les mouvements des doigts et de la main, en fournissant des exercices personnalisés et adaptatifs. Il permet une rééducation efficace et ciblée, favorisant la récupération bilatérale pour une meilleure qualité de vie.
- **DIEGO**¹¹ Grâce à des fonctionnalités telles que l'allègement intelligent du poids, la robotique et la RV, *DIEGO* facilite l'entraînement souvent difficile nécessaire pour retrouver les fonctions perdues du bras. Il offre des possibilités d'entraînement à la fois unilatérales et bilatérales, permettant aux patients de travailler sur la récupération des deux côtés simultanément ou individuellement.
- **PABLO**¹² est un appareil polyvalent conçu pour faciliter les activités de la vie quotidienne. Grâce à ses capteurs de position et à une gamme d'accessoires, il offre aux patients de tous niveaux de handicap une grande variété de possibilités thérapeutiques. Son objectif est de fournir un environnement sécurisé où les patients peuvent s'engager dans des activités thérapeutiques diverses. Les capteurs de position permettent de suivre et d'analyser les mouvements, tandis que les accessoires adaptés offrent des options de rééducation personnalisées. PABLO vise à favoriser la participation active des patients dans leur processus de réhabilitation en leur offrant des opportunités adaptées à leurs besoins spécifiques et à leur niveau de handicap.

EsoGLOVE™ Pro

*EsoGLOVE™ Pro*¹³ est une solution de pointe en neuroréhabilitation qui intègre une technologie robotique souple de pointe. Son objectif est d'aider les patients atteints de troubles neurologiques, y compris l'AVC, à récupérer leurs fonctions motrices des membres supérieurs. Le système propose divers modes d'entraînement, notamment l'entraînement passif, l'entraînement à l'amplitude de mouvement assisté activement et l'entraînement bilatéral, afin de permettre aux patients d'effectuer une rééducation complète des membres

10. <https://tyromotion.com/produkte/amadeo/>

11. <https://tyromotion.com/produkte/diego/>

12. <https://tyromotion.com/produkte/pablo/>

13. <https://www.roceso.com/esoglove-pro/>

supérieurs.

Bimeo PRO

*Bimeo PRO*¹⁴ est un dispositif de réadaptation utilisant des capteurs conçu pour les patients ayant subi un AVC ou d'autres troubles neurologiques. Il offre un environnement de RV motivant dans lequel le patient est pleinement engagé. Bimeo vise à rendre la thérapie à la fois efficace et motivante pour les patients, tout en facilitant le travail des thérapeutes. Dans ce système, le patient est encouragé à utiliser le bras le plus touché, avec le soutien du mouvement du bras moins touché. Ce soutien est surveillé et optimisé grâce à l'adaptation automatique des tâches thérapeutiques. La thérapie proposée par Bimeo est complétée par des exercices basés sur des activités de la vie quotidienne et des tâches cognitives. De plus, des tâches spécifiques sont conçues pour évaluer objectivement les fonctions motrices du patient.

Anika

Le gant de rééducation "*Anika*"¹⁵ est un simulateur innovant basé sur le biofeedback, conçu pour aider à retrouver la motricité fine et la coordination motrice. Il se compose de deux éléments essentiels : un gant spécialement conçu, équipé de capteurs intégrés qui surveillent en temps réel l'emplacement et le mouvement de la main, ainsi qu'un logiciel dédié. Le gant de rééducation "*Anika*" offre ainsi une approche interactive et personnalisée pour la rééducation de la main, favorisant la récupération et le développement des compétences motrices fines.

2.4 Les formes d'utilisation de la RV dans la rééducation fonctionnelle du membre supérieur

Grâce à l'intégration de la RV dans le domaine de la rééducation fonctionnelle et à l'émergence d'une nouvelle approche thérapeutique appelée "la rééducation virtuelle", les méthodes de rééducation fonctionnelle se sont considérablement enrichies en termes d'outils stimulants et motivants. Les patients et les thérapeutes disposent désormais d'un large éventail de solutions pour atteindre les objectifs thérapeutiques, tout en respectant

14. <https://www.medicalexpo.fr/prod/kinestica/product-97973-619715.html>

15. <https://www.medicalexpo.fr/prod/zarya/product-127141-948317.html>

les exigences et les critères cliniques nécessaires à la réussite de la rééducation fonctionnelle. Les outils basés sur la RV pour la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs prennent diverses formes, qui peuvent être classées comme suit :

2.4.1 Exercices

Les exercices basés sur la RV peuvent être spécifiquement conçus pour cibler des mouvements et des fonctions particuliers du membre supérieur affecté. Ils sont souvent adaptés aux besoins individuels du patient en termes de mobilité, de force et de coordination.

Dans ce cadre, (BROEREN, CLAEISSON et al. 2008) ont développé un environnement de RV comprenant un espace de travail semi-immersif avec des lunettes stéréoscopiques permettant à l'utilisateur d'interagir avec des objets en 3D à l'aide d'un dispositif haptique. Le Phantom Omni, un robot monté sur le bureau, enregistre avec précision les mouvements de la main. La télémédecine via Skype a servi de moyen de communication entre le thérapeute et le personnel du centre d'activités. Un menu de jeux haptiques a été créé pour solliciter le membre supérieur, et les participants ont été formés à ces jeux.

(GORŠIČ, CIKAJLO et NOVAK 2017) ont conçu quatre jeux de rééducation basés sur le jeu de Pong afin d'évaluer les performances des participants handicapés. Le premier jeu à un joueur opposait un joueur handicapé à l'ordinateur pour empêcher une balle d'atteindre le bas de l'écran. Le deuxième jeu compétitif a ajouté un joueur non handicapé contrôlant la raquette supérieure pour rivaliser avec le joueur handicapé. Le troisième jeu coopératif avec un court divisé permettait aux deux joueurs de contrôler les raquettes sur une plus grande surface, mais sans possibilité de s'entraider. Enfin, le quatrième jeu coopératif avec un terrain divisé plaçait les joueurs handicapés et non handicapés en bas de l'écran, travaillant ensemble pour empêcher la balle d'atteindre le bas, tandis qu'un joueur contrôlé par l'ordinateur jouait en haut. Tous les jeux avaient la même vitesse de balle afin d'offrir un défi modéré à tous les participants, et les résultats ont été obtenus en observant les performances des participants dans les jeux.

Le travail réalisé par (TORNER RIBÉ et al. 2021) intègre un ensemble de six exercices de mouvements articulaires simples, dont la flexion de l'épaule, l'adduction verticale et horizontale de l'épaule, la flexion du coude, le balancement du corps dans la direction médio-latérale et un exercice de neutralité. Un avatar virtuel guide l'utilisateur tout au long du mouvement. À son tour, l'utilisateur peut voir son mouvement se refléter dans un miroir virtuel. L'utilisateur peut choisir d'effectuer ces exercices pendant une certaine durée ou en fonction du nombre de répétitions.

(SEN et al. 2015) ont développé Durian Runtuh, un jeu de RV spécialement conçu pour les exercices de rééducation post-AVC, utilisant le capteur Kinect. Dans ce jeu, le patient doit effectuer des mouvements basés sur le mouvement d'entraînement sélectionné pour attraper les fruits qui tombent, tout en évitant les hachoirs qui descendent. Au total, quatre mouvements distincts ont été choisis pour les séances d'entraînement : balancement du corps, balancement des hanches, élévation de la main et abduction de l'épaule. Les données relatives aux performances de chaque patient peuvent être enregistrées, ce qui permet aux physiothérapeutes de suivre et d'évaluer leurs progrès. En outre, différents niveaux de difficulté (facile, moyen et difficile) ont été incorporés dans le jeu afin de s'adapter aux niveaux de compétence des patients et de maintenir leur intérêt à terminer le jeu. Le niveau de difficulté augmente au fur et à mesure que le patient progresse, exigeant une plus grande amplitude de mouvement pour atteindre les objectifs.

2.4.2 Simulation des méthodes conventionnelles

La RV et les jeux vidéo sérieux offrent la possibilité de transformer la thérapie traditionnelle en une expérience plus agréable, permettant aux patients d'entraîner leurs capacités motrices et cognitives (LUPINACCI et al. 2018). Ainsi, l'une des formes que peut prendre un système de RV dans le cadre de la rééducation fonctionnelle consiste à simuler des protocoles cliniques, en les rendant plus immersifs, plus motivants et plus engageants. En permettant de contrôler l'environnement virtuel avec plus de précision et de suivre les progrès du patient. Ces systèmes reproduisent les techniques de rééducation traditionnelles utilisées en physiothérapie ou en ergothérapie.

Par exemple, dans leur système (S. LEE, Y. KIM et B.-H. LEE 2016), et afin de simuler une thérapie par le mouvement bilatéral, un programme d'entraînement des membres supérieurs a été établi à l'aide d'une animation conçue pour fournir un retour d'information visuel dans un environnement de RV. L'animation comprenait quatre programmes d'entraînement. Un instrument capable de contrôler l'inclinaison et la largeur a été construit pour l'environnement de réalité virtuelle. Un moniteur a été utilisé pour afficher le programme d'entraînement en RV et enregistrer simultanément les mouvements bilatéraux des membres supérieurs des sujets. Les sujets recevaient un retour d'information en temps réel sur leur activité via le moniteur.

Ainsi, dans leur étude (SONG et H.-M. LEE 2021) ont développé un contenu et des protocoles de RV basés sur les activités de la vie quotidienne pour fournir un entraînement immersif bilatéral du bras basé sur la RV (VRBAT), pour la rééducation des membres

supérieurs chez les patients ayant subi un AVC et souffrant d'hémiplégie chronique. Les tâches effectuées dans le système de RV immersive comprenaient des activités quotidiennes telles que : allumer des lumières ; organiser une commode ; organiser une cuisine ; arroser des plantes ; et acheter des articles dans un magasin local. Le salon, la cuisine, la véranda et le magasin virtuels ont été conçus pour simuler des environnements réels. Le système de RV a utilisé un programme de rééducation immersif appelé Tion, qui a recueilli des mesures EEG.

Simulant la thérapie par le mouvement induite par le mouvement, (BALLESTER et al. 2016) ont utilisé dans leur travail trois scénarios d'entraînement, qui ont été conçus comme des protocoles d'intervention sous forme de jeu. Ces scénarios visaient à encourager l'utilisation du membre parétique, de manière forcée ou volontaire, dans le cadre de la rééducation. Dans les scénarios Sphéroïdes et Collectionneur, les patients devaient intercepter des sphères colorées ou décorées en effectuant des mouvements horizontaux du bras, en utilisant le bras affecté pour les cibles situées du même côté de l'écran. Dans le scénario Whack-a-mole, les patients devaient éliminer des cibles apparaissant successivement sur une surface plate, en choisissant librement le bras à utiliser. Les scénarios ajustent automatiquement la difficulté en fonction des performances du patient afin de lui offrir une expérience de rééducation personnalisée. Tous les scénarios impliquaient un entraînement moteur, tandis que le scénario "Whack-a-mole" était également utilisé pour évaluer les schémas de sélection des mains des patients. Des points ont été attribués pour chaque réussite et les patients ont été récompensés en fonction de leurs performances.

Le travail mené par (SULIMANOV et OLANO 2019), utilise la RV et un environnement de jeu vidéo pour mettre en œuvre la thérapie traditionnelle par miroir pour les patients ayant subi un AVC. L'installation RV est constituée d'un casque Oculus Rift équipé de capteurs infrarouges (IR), d'un capteur Leap Motion, d'une table pour le patient et d'une chaise ajustable. Dans cet environnement de RV, la main non affectée du patient est reproduite à l'aide du moteur Unreal Engine 4 (UE4) et du suivi Leap Motion. Les mouvements de la main non affectée sont reflétés sur un modèle squelettique pour créer une main miroir, et les deux mains sont placées dans l'espace virtuel. Le patient interagit avec cette main miroir en utilisant des mouvements courants de pincement et de saisie. La thérapie comprend trois niveaux de mécanismes de jeu et d'exercices conçus pour promouvoir le mouvement et la coordination dans le membre affecté.

2.4.3 Simulation des activités de la vie quotidienne (AVQs)

L'objectif de la rééducation après un AVC, ou toute autre pathologie entraînant un handicap, étant de permettre à ces personnes de retrouver leurs fonctions perdues et donc leur autonomie dans les AVQs. Grâce à sa capacité à offrir une simulation avancée de différents aspects, environnements et scénarios du monde réel. La RV offre la possibilité de recréer des situations quotidiennes, telles que préparer un repas, se brosser les dents, s'habiller, et bien d'autres activités courantes. Ces simulations permettent aux individus, en particulier aux patients, de s'immerger dans des environnements virtuels stimulants, engageants et motivants, et de s'exercer à des tâches pratiques et fonctionnelles. Grâce à la RV, les utilisateurs peuvent pratiquer ces activités de manière sûre et contrôlée, ce qui peut être particulièrement bénéfique pour les personnes qui ont besoin d'une rééducation et d'une thérapie pour retrouver leur indépendance dans la vie quotidienne. Cette approche est un outil précieux pour la réadaptation, car elle permet aux individus d'acquérir des compétences et de la confiance dans un environnement virtuel avant de les appliquer dans le monde réel.

Plusieurs travaux ont été menés en utilisant cette approche. (SHIN et al. 2016) ont conçu The RAPAEEL Smart Glove™, un système de biofeedback utilisé pour la rééducation des membres supérieurs distaux chez les personnes victimes d'un AVC. Le système comprend un gant équipé de capteurs et une application logicielle. Les capteurs suivent les mouvements du membre distal de l'utilisateur et reconnaissent divers mouvements fonctionnels, tandis que l'application logicielle manipule les mains ou des objets virtuels dans des jeux d'entraînement sur la base des données capturées. Le système peut évaluer l'amplitude des mouvements actifs et passifs pour chaque mouvement fonctionnel. Les jeux d'entraînement sont classés en fonction des mouvements ciblés, tels que la pronation/supination de l'avant-bras, la flexion/extension du poignet, etc. Les utilisateurs doivent accomplir des tâches spécifiques liées à ces mouvements pour obtenir des scores élevés. Les jeux simulent des AVQs, comme : attraper des papillons ; ou des balles ; presser des oranges ; pêcher ; cuisiner ; nettoyer le sol ; peindre des clôtures ; et tourner des pages. (STANICA et al. 2020) ont développé le T-WREX, une orthèse de bras à 5 degrés de liberté conçue pour soutenir le bras sans avoir recours à des robots. Elle permet des mouvements naturels dans un grand espace de travail en 3D. Elle utilise des bandes élastiques pour soulager le poids du bras, et les thérapeutes peuvent ajuster le niveau de soutien. Le T-WREX est également équipé de capteurs de position au niveau des articulations, ce qui permet de jouer à des jeux vidéo en 3D avec un bras affaibli. Les jeux sont conçus pour être

intuitifs et imiter les mouvements fonctionnels du bras. Les thérapeutes personnalisent les jeux pour chaque patient et les cibles des jeux sont automatiquement adaptées au niveau de force du patient. L'objectif de ces jeux est de permettre la pratique répétée de tâches spécifiques, telles que la course ; le nettoyage ; ou le basket-ball, dans un environnement de RV. Un retour visuel et auditif stimulant est fourni pour maintenir l'attention du patient, et un retour objectif sur la performance de la tâche est donné à la fin de chaque jeu pour renforcer la motivation et la prise de conscience des progrès.

(TORNER RIBÉ et al. 2021) ont présenté un ensemble de sept jeux différents, simulant des AVQS, chacun ciblant des mouvements spécifiques du corps de l'utilisateur. Quatre sont conçus pour stimuler les mouvements des membres supérieurs, un les membres inférieurs, et deux impliquent des mouvements d'équilibre médio-latéral. Les jeux comprennent des tâches telles que : nettoyer un miroir ; cuisiner ; balayer un cheval ; effectuer des mouvements médio-latéraux pour collecter des pièces de monnaie et éviter les obstacles ; ramasser des pommes tombées d'un arbre. Chacune de ces activités vise à améliorer la mobilité et la coordination du corps de l'utilisateur, tout en offrant une variété d'environnements et de défis pour une expérience amusante et stimulante.

2.4.4 Jeux sérieux (serious games)

Définition

Il existe de nombreuses définitions des jeux sérieux, mais elles ont en commun le fait que ces jeux ont un but explicite, plutôt que d'être simplement amusants et divertissants (BARBOSA, CASTRO et CARRAPATOSO 2018). Ils incorporent des mécanismes de jeu pour motiver les patients à s'engager dans la rééducation. Ces jeux peuvent cibler des compétences motrices spécifiques tout en gardant le patient engagé et motivé. L'intégration de la simulation RV avec des jeux sérieux ajoute de la richesse à l'environnement virtuel, ce qui s'est avéré motivant et bénéfique pour les soins de santé. Des essais et expériences antérieurs avec des utilisateurs, par exemple en physiothérapie, ont donné des résultats très positifs, montrant que l'intervention de la RV et des jeux avait un impact sur la récupération des mouvements à la fois dans le monde réel, dans les mesures de déficience et les mesures fonctionnelles et dans les performances des jeux, les patients déclarent qu'ils aiment jouer aux jeux (Minhua MA et ZHENG 2011). Les exergames constituent une approche innovante de la rééducation et de l'amélioration de la condition physique. Ils impliquent les patients dans des activités physiques et des exercices ciblés, conçus pour

solliciter des parties spécifiques du corps afin d'atteindre des objectifs particuliers.

Les dispositifs matériels utilisés dans les Exergames pour aider à la rééducation motrice des membres supérieurs

Dans la rééducation virtuelle utilisant des jeux sérieux basés sur la RV, le patient doit jouer et atteindre les objectifs du jeu. Pour jouer et interagir avec le jeu, il doit s'engager dans une activité ou un exercice physique, qui l'oblige à bouger activement les parties du corps impliquées dans l'exercice afin d'accomplir les tâches demandées. Dans ce type de système, le participant est donc souvent représenté dans l'environnement virtuel par un avatar, soit sous forme d'une représentation complète, soit sous forme d'une partie spécifique de son corps. Pour une perception active et un transfert synchrone de sa performance à son avatar dans l'exergame, le patient doit pouvoir visualiser les mouvements de ses membres dans l'environnement virtuel. Les exergames utilisant des capteurs de mouvement sont capables de capturer les mouvements naturels du patient, favorisant ainsi l'interaction physique. Ils fonctionnent comme un miroir virtuel, aidant les patients à percevoir leurs mouvements et leur fournissant un retour visuel instantané. L'utilisation de dispositifs interactifs rend le traitement plus encourageant, en stimulant les sens humains (principalement la vue, l'ouïe et, dans certains cas, le toucher) (TROMBETTA et al. 2017). Cet objectif peut être atteint grâce à des dispositifs de détection de mouvement tels que les caméras de détection de profondeur, les capteurs électromagnétiques, les capteurs inertiels, les capteurs de flexion, les gants de données, etc (W.-S. KIM et al. 2020).

Nous présentons ci-après quelques dispositifs de détection de mouvement qui ont été largement utilisés dans la rééducation virtuelle par le biais de jeux basés sur la RV.

- ***Unité de mesure inertielle (UMI)*** Est un dispositif électronique qui mesure et rapporte la force spécifique d'un corps, la vitesse angulaire, et parfois le champ magnétique entourant le corps, en utilisant une combinaison d'accéléromètres et de gyroscopes, et parfois de magnétomètres. Les UMI sont généralement utilisées pour manœuvrer les aéronefs, y compris les drones, et les engins spatiaux, y compris les satellites et les atterrisseurs¹⁶.
- ***Intel RealSense*** Capture les mouvements de l'utilisateur. Cette caméra a un champ de vision en profondeur de 64° x 41° (horizontal par vertical) avec une résolution de 1280 x 720 pixels. Son champ de vision rouge, vert et bleu (RVB) est

16. <https://gps.stanford.edu/research/current-and-continuing-gpspnt-research/inertial-measurement-unit-imu-development-testing>

identique, $64^\circ \times 41^\circ$, et la résolution RVB peut atteindre 1920×1080 pixels. La fréquence d'images en profondeur peut atteindre 90 images par seconde.

- **OptiTrack** Offre des systèmes de capture de mouvement de haute performance à un prix abordable. Ces systèmes sont capables de suivre avec précision la position et l'orientation, en six degrés de liberté, de divers objets dans un espace de travail. Les objets à suivre sont définis comme des corps rigides et sont constitués de marqueurs réfléchissants spécifiques. OptiTrack propose une large gamme de marqueurs, notamment des sphères de différentes tailles, des points réfléchissants et des carrés, choisis en fonction des dimensions et des exigences des corps rigides à suivre (FURTADO et al. 2019).
- **CyberGrasp** Est un dispositif de retour de force conçu pour les mains et les doigts, qui permet à l'utilisateur d'interagir avec un ordinateur et de manipuler des objets virtuels ou télécommandés. Il se compose d'un exosquelette léger qui se connecte à un gant câblé appelé CyberGlove, ajoutant une réponse de résistance aux doigts. Grâce à ce système, les utilisateurs peuvent ressentir la taille et la forme des objets 3D dans un environnement virtuel. Les forces de préhension sont générées par des tendons acheminés jusqu'au bout des doigts via l'exosquelette, avec cinq actionneurs programmables pour éviter les interactions inappropriées avec les objets virtuels. Le dispositif est portable grâce à un module d'actionnement, n'exerçant aucune pression sur le sol, et peut être transporté dans un sac à dos GraspPack pour une utilisation pratique. Les forces de préhension sont réglables individuellement, ce qui permet une gamme complète de mouvements de la main sans entraver la liberté de mouvement de l'utilisateur. De plus, le système s'adapte à différentes tailles de mains¹⁷.
- **Microsoft Kinect** Est un dispositif de détection de mouvement qui permet aux utilisateurs d'interagir avec les consoles de jeu et les ordinateurs de diverses manières, notamment par des gestes, des commandes vocales ou des mouvements. Les capteurs Kinect offrent des fonctionnalités nouvelles et améliorées pour la détection des mouvements et la reconstruction en 3D. Ils présentent également de nombreuses caractéristiques permettant d'effectuer des recherches plus précises sur les mouvements et les gestes du corps humain. Les capteurs permettent également l'interaction par commande vocale. Ils sont dotés de détecteurs et d'émetteurs infrarouges pour capturer l'activité physique humaine. Les principaux composants

17. <http://www.cyberglovesystems.com/cybergasp>.

de ces capteurs sont les caméras RVB, les capteurs de profondeur infrarouges et un réseau de microphones multiples. La deuxième version de Kinect présente un certain nombre d'améliorations par rapport à la version précédente. Kinect v2 aurait un champ de vision plus large que Kinect v1. Une autre caractéristique importante est que Kinect v2 offre un meilleur suivi des articulations du squelette, capable de capturer 26 articulations, alors que Kinect v1 n'en capture que 20. Les caractéristiques uniques des capteurs Kinect sont utiles dans le domaine médical pour le diagnostic des maladies et la rééducation physiothérapeutique des personnes souffrant de troubles de la marche dus à des blessures physiques ou à des maladies apparentées (BAWA, BANITSAS et ABBOD 2021).

- **Leap Motion** Le contrôleur Leap Motion est un petit dispositif USB conçu pour être placé face vers le haut sur un bureau physique. Il peut également être monté sur un casque de RV. À l'aide de deux caméras IR monochromatiques et de trois LED infrarouges, l'appareil observe une zone à peu près hémisphérique à une distance d'environ 1 mètre. Les capteurs ont un champ de vision d'environ 150°. Sa portée effective s'étend d'environ 3 à 60 cm au-dessus de l'appareil. Chaque image est le niveau de base des données, contenant des listes d'entités suivies telles que les mains, les doigts, les os et toutes les articulations. Les données obtenues comprennent la position des articulations des doigts : phalanges distales, phalanges intermédiaires, métacarpiens et phalanges proximales, ainsi que la direction et la longueur entre elles. Il est considéré comme beaucoup plus sensible aux mouvements que n'importe quelle autre technologie sans contact disponible aujourd'hui. Son coût est très faible (70 USD), ce qui le rend abordable pour un usage professionnel et privé (WEISS COHEN et REGAZZONI 2020). Il s'agit du capteur de suivi des mains le plus souvent utilisé seul (KOUTSIANA et al. 2020).

Caractéristiques extraites du jeu

Un aspect essentiel de toute méthode de rééducation fonctionnelle est l'intégration de mesures quantitatives pour évaluer l'efficacité du traitement. Ces mesures sont d'une importance cruciale dans la pratique clinique de la réadaptation, car elles fournissent une évaluation objective de l'évolution médicale du patient. Grâce à ces données, les médecins peuvent suivre de près le processus thérapeutique et adapter le plan de traitement de manière personnalisée. Dans le contexte des jeux sérieux basés sur la RV, conçus pour la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs, les caractéristiques du jeu peuvent

être utilisées comme indicateurs. Ces paramètres sont généralement regroupés en quatre catégories principales, telles que décrites par (KOUTSIANA et al. 2020) : *le temps ; la performance dans le jeu ; les indicateurs cinématiques ; l'amplitude du mouvement*. Plus précisément, ils englobent des aspects tels que la durée de la session, la qualité de l'exécution des gestes, l'achèvement de tâches de jeu spécifiques et le temps de réaction du patient. La performance globale dans le jeu est également un critère couramment utilisé pour évaluer les progrès. Dans certains cas, cette performance est associée à un score, tandis que dans d'autres, elle est liée à la réalisation d'objectifs de jeu spécifiques.

Quelques travaux utilisant des jeux sérieux basés sur la RV pour la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs

La rééducation virtuelle par l'utilisation d'exergames est une pratique établie depuis plusieurs décennies. Cette approche vise à offrir une expérience de rééducation plus personnalisée, contrôlée et agréable aux personnes nécessitant une rééducation motrice des membres supérieurs (Maria F MONTOYA, J. E. MUÑOZ et Oscar A HENAO 2020). Au fil du temps, de nombreuses variantes d'exergames ont été développées en utilisant différents niveaux d'immersion dans la RV. Il a été démontré que l'utilisation d'exergames basés sur la technologie de la RV en complément de la thérapie traditionnelle est faisable et sûre, dans la réadaptation des AVC et peut être bénéfique pour la récupération fonctionnelle des membres supérieurs (NOROUZI-GHEIDARI et al. 2020). Ainsi, Les jeux sérieux basés sur la RV constituent l'une des formes de systèmes de RV proposées pour la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs. Dans ce type de système, les exercices sont conçus sous forme de jeux. Pour jouer, le patient doit effectuer les tâches de base incluses dans les protocoles de rééducation.

(SUCAR et al. 2013) ont conçu trois jeux destinés à faciliter la rééducation et la thérapie en encourageant des mouvements spécifiques du bras et de la main en fonction du stade de la rééducation. "Steak" est un jeu thérapeutique précoce dans lequel l'utilisateur doit faire tourner un steak sur un gril virtuel pour éviter qu'il ne brûle. Le steak devient progressivement plus sombre et l'utilisateur doit le toucher pour le faire tourner. Ce jeu encourage les mouvements d'abduction et d'adduction du bras. "Nettoyer la fenêtre" : jeu de rééducation tardive dans lequel une main nettoie une fenêtre virtuelle pour enlever les taches. De nouvelles taches apparaissent de manière aléatoire et l'utilisateur doit les nettoyer en ajustant la distance. Les mouvements autorisés sont l'abduction/adduction et l'élévation/dépression. "Fly Killer" : jeu dans lequel le patient, armé d'un pulvérisateur

d'insecticide virtuel, tente de tuer des moustiques volants à différentes hauteurs. Le but est de tuer le moustique avant qu'il ne s'approche trop près de la main. Le jeu encourage les mouvements de haut en bas et une préhension puissante. Les paramètres, tels que la vitesse du moustique et la pression nécessaire pour pulvériser, sont réglables.

(AFYOUNI, QAMAR et al. 2017) ont conçu un jeu sérieux adaptatif, pour aider les patients souffrant d'un handicap partiel de la main à améliorer l'amplitude des mouvements de leur poignet. Le jeu se déroule dans un environnement 3D et génère une trajectoire à suivre en fonction des capacités de chaque patient, en tenant compte de la flexibilité actuelle du poignet et des performances passées. L'objectif principal du jeu est que le patient suive cette trajectoire le plus précisément possible. Le jeu comporte plusieurs niveaux de difficulté qui s'adaptent aux progrès du patient et utilise un système de notation pour mesurer le succès du patient dans la réalisation des objectifs. Pendant le jeu, des instructions visuelles ou vocales non perturbatrices sont générées en temps réel pour aider le patient à rester sur la bonne voie. En outre, le jeu enregistre en temps réel les données générées par le jeu, ainsi que les mouvements de la main du patient capturés par le dispositif Leap Motion. Ces données sont ensuite analysées pour évaluer les performances du patient et présentées au thérapeute à la fin de chaque session.

(VALENCIA et al. 2017) ont conçu un environnement virtuel mettant en scène un avatar ressemblant à un astronaute, dans lequel l'utilisateur doit détruire tous les astéroïdes de l'environnement à l'aide du bras affecté par l'AVC, le tout dans le temps le plus court possible. Le système complet comprend six fenêtres différentes. Trois jeux distincts ont été développés dans le même environnement virtuel : le premier se concentre sur le bras droit, le deuxième sur le gauche et le troisième demande à l'utilisateur d'atteindre des cibles à l'aide des deux bras. Une fois le jeu terminé, une comparaison des mouvements est générée pour l'utilisateur et le thérapeute. En plus de ces jeux, trois autres fenêtres ont été créées, offrant différentes fonctionnalités pour le système de rééducation.

(LOURENÇO, O. POSTOLACHE et G. POSTOLACHE 2018) ont conçu un jeu de rééducation motrice dans lequel le joueur doit ramasser des cubes de différentes couleurs et les placer dans les cases correspondantes pour gagner des points. Le jeu comporte trois niveaux de difficulté : facile, moyen et difficile, avec des configurations de plus en plus complexes. Pendant le jeu, les boîtes changent de place à intervalles réguliers, ce qui exige une attention constante de la part du joueur. Le jeu est hautement personnalisable pour répondre aux besoins des patients, notamment en termes de sexe et d'âge. Les scénarios varient en fonction de ces caractéristiques, modifiant la couleur du sol et d'autres éléments visuels

du jeu. En outre, le jeu permet de configurer la durée des exercices et le type de main à utiliser. Les cubes peuvent représenter différents objets, tels que des fruits, des légumes ou des animaux domestiques, et le thérapeute peut créer de nouveaux scénarios en modifiant la taille, la couleur et la texture des objets, ainsi que la couleur des murs qui délimitent l'espace de jeu virtuel.

(PINTO et al. 2018) ont développé un jeu sérieux de réadaptation comprenant quatre mini-jeux distincts. Le premier mini-jeu, intitulé "Chef-d'œuvre abstrait", implique que les patients fléchissent leur membre supérieur pour frapper une boule de peinture devant eux, projetant la peinture sur une toile blanche et créant ainsi une œuvre d'art abstraite. Chaque fois qu'une goutte d'encre touche la toile, une nouvelle goutte est instantanément générée, ce qui permet au patient de répéter consécutivement ce mouvement de rééducation du membre supérieur. Dans le deuxième mini-jeu, intitulé "Le bateau", le patient prend le contrôle d'un bateau à rames, en utilisant son avant-bras pour le diriger. Le troisième mini-jeu, intitulé "Horloge classique", se déroule dans un salon à la décoration classique, où le patient doit imiter le plus fidèlement possible le mouvement de balancier d'une horloge située dans la pièce. Enfin, le quatrième mini-jeu, intitulé "Papillons", présente quelques similitudes avec "Chef-d'œuvre abstrait", puisque le patient effectue une flexion auto-assistée du membre supérieur. Dans ce jeu, le patient doit toucher des papillons placés sur un rocher dans un jardin pour les faire s'envoler.

(ALEXANDRE, O. POSTOLACHE et GIRÃO 2019) ont développé deux jeux thérapeutiques dans le cadre de leur application de RV. Ces jeux visent à promouvoir la rééducation des membres supérieurs, tout en permettant aux patients de s'engager dans des activités amusantes et interactives grâce à la RV. Le premier jeu, appelé "Cans Down", consiste à renverser une pile de boîtes en lançant des balles de tennis vers des coupes dorées. Pour ramasser une balle, l'utilisateur doit simultanément toucher la balle avec deux doigts de la main, puis ouvrir la main pour la lancer. Pour gagner des points, il doit renverser le plus grand nombre de boîtes possible. Le second jeu est axé sur la rééducation précise des articulations des doigts, en particulier celles de l'auriculaire. Dans ce jeu, l'utilisateur saisit d'une main une balle sur une table de ping-pong et de l'autre une raquette de ping-pong. Les valeurs de la force exercée par les doigts sont mesurées en temps réel et présentées à l'utilisateur à des fins de biofeedback. Le but du jeu est d'améliorer la flexion, l'extension, l'adduction et l'abduction des articulations métacarpophalangiennes, interphalangiennes proximales et interphalangiennes distales. Dans les deux jeux, trois types de scores sont enregistrés : le nombre total de balles attrapées, le nombre total de balles lancées et les

points marqués en renversant des objets.

Dans le travail de (FERNÁNDEZ-GONZÁLEZ et al. 2019), Six jeux de rééducation motrice des membres supérieurs ont été développés. Le premier est un jeu de piano virtuel à dix touches, où l'utilisateur joue chaque touche avec le doigt correspondant, et le score est calculé en fonction de la précision. Le second est un exercice de pointage dans lequel l'utilisateur doit atteindre des cubes dans différentes positions spatiales, en les déposant dans une scène virtuelle. Le troisième, est similaire au précédent, mais il comporte un élément de mémorisation supplémentaire. Dans le quatrième, l'utilisateur saisit et déplace des cubes vers un cercle au centre de l'écran, ce qui encourage les mouvements de flexion et d'extension des doigts. Le cinquième, entraîne la préhension bidigitale en réduisant la taille d'un cube par un mouvement de pincement entre le pouce et l'index. Dans le sixième, l'utilisateur doit faire pivoter sa main pour faire tomber un cube d'un plateau, ce qui entraîne les mouvements de pronation et de supination de l'avant-bras. Afin d'adapter les jeux aux besoins et aux compétences de chaque patient, différents paramètres liés aux objets des scènes virtuelles ont été définis.

Dans le travail de (BORTONE et al. 2020), deux jeux sérieux immersifs en RV ont été mis en place. Le premier se concentre sur les tâches de pincement et d'atteinte avec pronation/supination de la main, dans lequel le joueur doit saisir une pièce d'or et l'insérer dans une tirelire flottante. Le joueur doit ensuite collecter toutes les pièces qui apparaissent sur la table, en faisant attention à la position et à l'orientation de la tirelire, qui tourne dans le sens des aiguilles d'une montre ou dans le sens inverse au cours du jeu, en fonction de l'orientation initiale. La position des objets, la plage d'orientation et les tolérances d'insertion des pièces sont définies par le thérapeute via une interface utilisateur graphique (GUI). Les différents emplacements et distances des objets par rapport au corps, ainsi que l'orientation relative de la fente de la tirelire, peuvent être utilisés efficacement pour entraîner l'atteinte manuelle, la préhension et la pronation/supination de l'avant-bras. Le second jeu, axé sur les mouvements de pointage et de suivi nécessitant une coordination inter-articulaire œil-main et membre supérieur, dans lequel un jeton coulissant doit être conduit à travers un labyrinthe en le faisant glisser avec le bout du doigt. Le thérapeute peut modeler le labyrinthe et la direction du glissement via l'interface graphique, en fonction des capacités motrices et des objectifs thérapeutiques de la séance. Le labyrinthe change au fur et à mesure que le niveau du joueur augmente, et le temps nécessaire à l'accomplissement de la tâche diminue à chaque progression réussie.

(NOROUZI-GHEIDARI et al. 2020) ont conçu un système d'exercices pour la rééducation

physique et cognitive dont les niveaux de difficulté peuvent être personnalisés en fonction d'un ensemble de paramètres. Le système propose un choix de cinq activités des membres supérieurs réalisées contre la gravité : Tracer un chemin orienté horizontalement ou verticalement ; atteindre une cible ; bouger les deux mains ensemble pour attraper, porter et laisser tomber des objets ; frapper des deux mains pour attraper un objet entre les deux mains ; et sélectionner et déplacer des objets de cuisine. Les performances des patients dans chaque activité sont enregistrées, ce qui permet aux thérapeutes de les revoir ultérieurement pour ajuster le programme d'entraînement.

(TARAKCI et al. 2020) ont développé deux jeux de rééducation. Le premier, a été conçu pour développer la préhension et la motricité de la main et améliorer la dextérité et la coordination des doigts ; améliorer la flexion et l'extension de la main ; augmenter l'amplitude des mouvements du poignet et de l'épaule ; améliorer la coordination et l'amplitude des mouvements du poignet et des doigts ; et améliorer la vitesse de mouvement, la force musculaire et le contrôle de la motricité. Il consiste à saisir une balle virtuelle avec tous les doigts et à la lancer dans le seau de la même couleur. Le second, est conçu pour entraîner la flexion/extension du poignet. Il s'agit de toucher des lapins sortant d'un trou au hasard, en utilisant des mouvements de flexion/extension du poignet. Le score de ce jeu est calculé en fonction de la vitesse à laquelle le lapin est attrapé. Dans les deux jeux, on progresse en modifiant la vitesse, la répétition des essais, ainsi que le nombre et la taille de la balle/du trou.

Dans le travail de (AGUILERA-RUBIO, CUESTA-GÓMEZ et al. 2022) quatre jeux sérieux conçus et mis en œuvre. Le premier, consistait en une tâche d'atteinte, et le deuxième ajoutait au premier jeu une fonction de mémoire cognitive consistant à atteindre des objets dans un ordre spécifique. Le troisième, entraînait les mouvements de pronation et de supination de l'avant-bras en imitant un serveur tenant un plateau. Enfin, le quatrième jeu consistait à ouvrir et fermer la main, simulant la préhension. L'adaptation des jeux à l'état du patient était basée sur le nombre d'objets (fruits) apparaissant initialement à l'écran, les distances entre eux et la proximité avec laquelle ils étaient placés. Le score de ces jeux était ensuite calculé en fonction du temps, de sorte que le dépassement du temps imparti était synonyme d'échec.

Bilan

Comme nous venons de le présenter, il existe de nombreux travaux de recherche utilisant les jeux sérieux basés sur différents types d'environnements virtuels. Ces environ-

TABLE 2.2 – Synthèse de jeux sérieux basés sur la RV destinés à la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs

| Article | Type de RV | Capteurs | Caractéristiques du jeu |
|---|----------------|-------------------------------|---|
| (Sucar et al. 2013) | Semi-Immersive | Kinect+ IMUs | Amplitude de mouvement |
| (Afyouni, Qamar et al. 2017) | Semi-Immersive | Leap Motion | Amplitude de mouvement |
| (Valencia et al. 2017) | Immersive | Kinect + EMG | Indicateurs cinématiques |
| (Lourenço, O. Postolache et G. Postolache 2018) | Semi-Immersive | Leap Motion | Indicateurs cinématiques |
| (Pinto et al. 2018) | Semi-Immersive | Kinect + IMUs | Amplitude de mouvement |
| (Alexandre, O. Postolache et Girão 2019) | Semi-Immersive | IMUs | Performance dans le jeu Indicateurs cinématiques |
| (Fernández-González et al. 2019) | Non-Immersive | Leap Motion | Performance dans le jeu |
| (Bortone et al. 2020) | Immersive | HMD + OptiTrack TM | Temps Performance dans le jeu |
| (Norouzi-Gheidari et al. 2020) | Non-Immersive | Kinect + Leap Motion | Performance dans le jeu |
| (Tarakci et al. 2020) | Semi-Immersive | Leap Motion | Performance dans le jeu |
| (Aguilera-Rubio, Cuesta-Gómez et al. 2022) | Semi-immersive | Leap Motion | Performance dans le jeu |

nements sont conçus pour aider à la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs en utilisant des capteurs de mouvements des membres sollicités dans les scénarios des jeux, ainsi que des éléments tirés de ces jeux pour évaluer les performances des patients pendant une session de jeu. Le tableau 2.2 récapitule les travaux que nous avons présentés, en les classant selon le type d'environnement virtuel, les capteurs utilisés et les caractéristiques extraites des jeux. Les systèmes présentés utilisent différents types de capteurs

de mouvement du patient pour permettre l'interaction avec les environnements de jeux virtuels et pour effectuer les tâches requises dans les jeux. Parmi les capteurs utilisés, nous pensons que leap motion et kinect se révèlent particulièrement appropriés pour atteindre nos objectifs. En outre, différents éléments ou caractéristiques de ces jeux peuvent être utilisés pour fournir une évaluation objective des performances du patient au cours d'une session de jeu. Parmi ces caractéristiques, nous pensons que les amplitudes de mouvement des membres sollicités pendant le jeu sont particulièrement pertinentes pour évaluer les performances des patients pendant leurs sessions de jeu. En effet, l'objectif sérieux de ces jeux est de renforcer et d'optimiser ces amplitudes de mouvement, dans le but de favoriser une récupération maximale des fonctions motrices altérées. Ainsi, la disponibilité de mesures objectives pour évaluer ces compétences spécifiques permet aux thérapeutes de juger du niveau actuel du patient, tout en suivant ses progrès au fil du temps.

2.5 Difficulté adaptative

Afin d'exploiter pleinement les avantages des jeux sérieux basés sur la réalité virtuelle dans le domaine de la rééducation fonctionnelle, il est essentiel d'adapter les éléments clés de cette technologie de manière appropriée afin de les aligner sur les besoins spécifiques de ce domaine particulier. L'un des aspects les plus significatifs de cette modulation concerne la notion de difficulté. En effet, dans les jeux sérieux dédiés à la rééducation fonctionnelle, la difficulté n'est pas conçue pour représenter un défi insurmontable, mais plutôt pour ajuster le degré de complexité en fonction des capacités individuelles de chaque patient. Cette personnalisation de la difficulté offre une expérience de jeu attrayante et motivante, tout en garantissant que les exercices de rééducation restent adaptés aux compétences du joueur, favorisant ainsi une progression continue et efficace vers les objectifs de rééducation fonctionnelle.

2.5.1 Définition de la difficulté

La notion de difficulté a été définie de plusieurs manières. Par exemple, selon le dictionnaire Larousse, la difficulté est un "caractère de ce qui est difficile, compliqué". Elle peut être objective ; c'est-à-dire liée à la nature même de la tâche, ou subjective ; c'est-à-dire liée aux capacités ou aux connaissances de la personne qui l'affronte. Selon le Dictionnaire Le Robert, elle se définit comme caractère de ce qui demande un effort important pour

être accompli. Selon le CNRTL (Centre National de Ressources Textuelles et Lexicales), est le caractère de ce qui est complexe, dont la compréhension ou la résolution nécessite des connaissances ou des compétences spécifiques.

Dans la thèse de (LEVIEUX 2011), la difficulté d'un jeu vidéo a été définie comme "une mesure de l'effort que le joueur doit fournir pour réussir". Il précise que la difficulté est une notion subjective et qu'elle varie en fonction des capacités du joueur, du genre de jeu et de l'expérience du joueur. Selon cette thèse, il existe différentes formes de difficulté dans les jeux vidéo :

- **Difficulté sensorielle** Fait référence à l'effort requis par le joueur pour acquérir des informations nouvelles et pertinentes sur l'état de l'univers du jeu. Par "nouvelles informations", on entend tout ce que le joueur ne peut pas déduire des faits et des règles logiques qu'il connaît déjà.
- **Difficulté logique** Fait référence à l'effort que le joueur doit fournir pour utiliser les informations à sa disposition, notamment pour comprendre le fonctionnement du monde du jeu par induction et pour choisir sa prochaine action par déduction".
- **Difficulté motrice** Décrit le niveau de précision spatiale et temporelle dont le joueur doit faire preuve lorsque il exécute une action.

2.5.2 Adaptation dynamique de la difficulté

L'adaptation dynamique de la difficulté (ADD) consiste à ajuster les paramètres du jeu aux compétences des joueurs en temps réel. L'objectif est de créer une expérience ou un flux optimal (HOCINE et al. 2015). En ce qui concerne les ADD, chaque système comporte deux éléments. Le premier élément concerne ce qui est mesuré pour déclencher le mécanisme ADD, tandis que le second aspect est la manière dont le mécanisme d'adaptation est mis en œuvre. Les travaux menés par (SEYDERHELM et BLACKMORE 2021) ont permis de définir différents types de déclencheurs et de mécanismes d'ADD dans le contexte des jeux sérieux, que nous présentons ci-après :

Déclencheurs des mécanismes de l'ADD

- *Adaptation des performances* - Il s'agit d'une adaptation basée sur les performances du joueur dans le jeu.
- *Adaptation physiologique* - Utilise des systèmes physiologiques pour déclencher le mécanisme ADD.

- *Adaptation cognitive* - Comprend des systèmes qui mesurent la charge de travail du cerveau.

Mécanismes d'ADD

- **Adaptation du temps** Un facteur temps est prolongé ou réduit, ce qui donne au joueur plus ou moins de temps pour atteindre le résultat.
- **Variation de la complexité de la tâche** La fonction ou la tâche principale est structurée de manière à offrir des défis plus faciles et plus difficiles à relever.
- **Adaptation de la génération de contenu procédural** Le niveau est généré/ajusté de manière procédurale afin de rendre le niveau plus facile ou plus difficile.
- **Rétroaction dans le jeu** Des commentaires et des indices sont fournis dans le jeu pour aider le joueur à accomplir la tâche. Ce retour d'information peut prendre de nombreuses formes, comme les effets sonores, ou des agents pédagogiques.
- **Adaptation par l'intelligence artificielle** L'IA est ajustée pour créer des défis plus faciles ou plus difficiles à relever.
- **Assistance directe du joueur** Cela permet de réduire ou d'aider un élément de l'action ou de la performance du joueur afin d'améliorer ou de limiter les résultats.
- **Adaptation du contenu de l'environnement** Cela permet d'ajuster les éléments du jeu qui aident ou gênent le joueur, pas le niveau lui-même, mais plutôt des éléments à l'intérieur du niveau.
- **La vitesse comme stratégie d'adaptation** La vitesse des éléments du jeu, et non du joueur, est augmentée ou réduite.
- **Adaptation du défi** Le nombre d'ennemis, de cibles ou d'obstacles est augmenté ou diminué.

2.5.3 Approches d'adaptation dynamique de la difficulté pour la rééducation fonctionnelle

Les capacités affectées par l'AVC dépendent de la localisation, du type et de la taille de la lésion. Chaque patient se caractérise par une combinaison spécifique de déficits moteurs et cognitifs (HOCINE et al. 2015). En effet, les patients post-AVC, et ceux ayant subi d'autres accidents neurologiques, présentent une grande hétérogénéité en termes de capacités physiques et cognitives. Il est donc important d'adapter la difficulté du jeu en

fonction de chaque patient afin de lui garantir un défi stimulant mais réalisable.

Dans le contexte de la réadaptation physique, la difficulté du jeu est un facteur clé de l'entraînement, car elle peut influencer les performances du patient. La plupart des techniques d'adaptation de la difficulté dans les jeux de rééducation des membres supérieurs s'inspirent des théories de l'apprentissage moteur et se concentrent sur la maximisation de l'effort pendant la session de rééducation (HOCINE et al. 2015). Plusieurs études dans la littérature ont proposé différentes approches d'ADD :

(Minhua MA et BECHKOUM 2008) ont conçu un système pour faciliter la rééducation après un AVC en combinant la thérapie par le mouvement avec des éléments de jeux sérieux. Trois jeux sérieux ont été développés pour utiliser les mouvements des membres supérieurs comme moyen de contrôle. La configuration initiale des jeux est personnalisée en fonction du profil du patient, en adaptant le temps alloué. Ces paramètres sont ensuite ajustés dynamiquement pendant une session de jeu pour s'adapter aux performances du patient. Les jeux offrent trois niveaux de difficulté prédéfinis, qui évoluent en fonction des succès ou des échecs du patient. Au sein d'un même niveau de difficulté, certains éléments, comme le temps imparti pour réaliser une tâche, peuvent varier. Les données de performance telles que le score, le niveau et la vitesse adaptée sont affichées à l'écran sous forme de retour visuel, tandis que les données complètes ne sont révélées qu'à la fin du jeu, et sont alors utilisées pour préparer le tour suivant.

(ALANKUS et al. 2010) ont développé, en partenariat avec un ergothérapeute, une approche des jeux de rééducation à domicile. Elle se distingue par son adaptabilité, grâce à la création de modèles personnalisés pour chaque joueur, basés notamment sur l'évaluation de leur amplitude maximale de mouvement. Chaque patient bénéficie ainsi de son propre modèle. Les thérapeutes ajustent ensuite la difficulté en établissant des profils de difficulté propres à chaque patient, qui peuvent inclure des objectifs spécifiques tels que la précision ou l'amplitude des mouvements. La complexité des jeux est modifiée dynamiquement en fonction des succès et des échecs du patient, sur la base de seuils prédéfinis.

(CAMEIRÃO, OLLER, VERSCHURE et al. 2010) ont présenté un système de réadaptation à double tâche conçu pour fournir une expérience de jeu de réadaptation adaptative appelée Spheroids. Les participants devaient manipuler des bras virtuels pour intercepter des sphères animées. Les données utilisées pour ajuster la difficulté du jeu étaient basées sur les performances du joueur, telles que la vitesse de mouvement, l'amplitude du mouvement (reflétant l'ouverture combinée de l'épaule et du coude pendant l'extension du bras) et la latence (le temps nécessaire pour initier un mouvement à partir d'un point de

départ donné). L'ajustement de la difficulté des tâches de pointage impliquait des modifications de la vitesse des sphères cibles et de l'intervalle entre l'apparition et la dispersion de sphères consécutives. Cette approche était basée sur un modèle psychométrique qui utilisait des données expérimentales pour établir des relations entre les paramètres du jeu et le niveau de difficulté, en prenant également en compte les performances antérieures des joueurs.

(RABIN et al. 2011) ont conçu un jeu sérieux adaptatif dans le but de simplifier la rééducation des membres supérieurs. Le jeu présente une progression de la difficulté basée sur un modèle implicite inspiré d'une méthode de complexification progressive. Concrètement, au cours d'une session de jeu, la difficulté augmente progressivement du niveau le plus facile au niveau le plus difficile. Cette difficulté a été définie au début de chaque session et adaptée individuellement à chaque joueur au moyen d'une évaluation motrice. Lors de cette évaluation, les joueurs devaient déplacer leur bras atteint dans différentes directions sur une table, dans le but d'atteindre la plus grande distance possible. Des données sont collectées pour personnaliser le jeu : la zone atteinte, le poids du poignet, la pression exercée lors de la préhension et la date de la séance. La difficulté pouvait être augmentée au cours de la session de jeu en réduisant progressivement la taille de la cible, tout en ajustant la vitesse et la distance de la cible.

(MIHELJ et al. 2012) ont présenté un système de rééducation virtuelle qui exploite des éléments visuels, auditifs et haptiques. L'objectif principal de leur travail était de stimuler la motivation des personnes ayant survécu à un AVC. Leur approche consistait à proposer aux patients des tâches de jeu significatives et évolutives, intégrées dans une histoire. Le jeu se déroulait sur plusieurs niveaux représentant différentes îles. Sur l'écran de l'ordinateur, les participants devaient manipuler une bouteille pour la placer dans un panier. L'ajustement du jeu était basé sur l'analyse de différentes données, y compris le taux de réussite dans la tâche d'attraper et de placer les bouteilles dans le panier, ainsi que des mesures biomécaniques telles que la vitesse, l'accélération, le travail total et la fréquence moyenne des signaux liés à la position, à la vitesse, à l'accélération et à la force. Les niveaux de difficulté ont été prédéfinis en modifiant les caractéristiques des bouteilles et du panier, y compris leur vitesse et leur portée. Le processus d'adaptation était basé sur une stratégie de progression de la difficulté, qui prenait en compte les préférences des joueurs recueillies lors d'expériences de jeu antérieures. Ces préférences ont été intégrées pour ajuster la difficulté du jeu en fonction des performances de l'utilisateur.

(PIROVANO et al. 2012) ont utilisé un moteur de jeu intelligent pour personnaliser des

jeux pour des séances de rééducation à domicile. L'objectif de ce système était de fournir un entraînement ciblé pour les membres supérieurs et inférieurs en ajustant le niveau de difficulté de manière appropriée. Par exemple, dans le jeu "Attrape-fruits", les joueurs devaient utiliser un panier pour attraper des fruits tombant d'un arbre. La complexité du jeu a été adaptée en modifiant plusieurs paramètres, tels que le nombre de fruits qui tombent, le nombre de paniers, la taille et le poids des fruits, et la fréquence des chutes. Ces paramètres ont été ajustés en fonction des performances du joueur lors de la session précédente. Ils ont également présenté une approche semi-automatique qui permettait aux thérapeutes de contrôler divers aspects du système indépendamment du jeu. Les thérapeutes pouvaient configurer le système en choisissant les exercices, en définissant le niveau de difficulté, en assignant un temps spécifique à chaque exercice, en fixant le nombre de répétitions et en imposant des contraintes sur les mouvements. Cette adaptation en temps réel était basée sur un modèle de recherche bayésien qui s'appuyait sur les performances du patient, en particulier son taux de réussite dans le jeu.

(SMEDDINCK, SIEGEL et HERRLICH 2013) ont présenté une approche basée sur les données pour adapter dynamiquement la difficulté des jeux d'exercice pour les patients atteints de la maladie de Parkinson. Pendant le jeu, des données telles que la précision des mouvements, le temps de réaction et la vitesse du patient sont collectées, puis utilisées pour calculer un score de difficulté. Ce score de difficulté guide l'ajustement des paramètres clés, à savoir la vitesse, la précision et la complexité des tâches du jeu. Ces paramètres sont ajustés en fonction des capacités et des progrès individuels du patient. Par exemple, si un patient a des difficultés à effectuer des tâches rapidement, la vitesse de la tâche est réduite, tandis que si la précision est un défi, elle est augmentée. De même, si la complexité est un obstacle, la tâche est simplifiée en conséquence. Cette approche personnalisée vise à optimiser l'efficacité des exercices tout en tenant compte des besoins spécifiques de chaque patient.

(SUCAR et al. 2013) ont mis en œuvre un modèle de processus de décision markovien partiellement observable (POMDP) pour modifier dynamiquement le niveau de complexité d'un jeu en fonction de la performance de l'utilisateur. Cette performance est évaluée en termes de précision de contrôle, qui mesure la précision des mouvements de l'utilisateur par rapport à une trajectoire idéale, et de vitesse d'exécution, qui évalue l'efficacité de l'exécution. La combinaison de ces deux facteurs détermine la performance de l'utilisateur, qui à son tour influence le degré de difficulté du jeu. L'article décrit également une méthode d'adaptation en temps réel qui s'appuie sur l'apprentissage par renforcement

pour ajuster la politique de décision sous-jacente pendant la thérapie.

(HOCINE et al. 2015) ont développé une approche consistant en un jeu de plateforme, impliquant une tâche de pointage horizontal à l'aide d'une souris. Au cours de chaque session de jeu, les utilisateurs traversent des niveaux générés dynamiquement, où ils doivent collecter des outils pour vaincre leurs adversaires, ou des pièces pour augmenter leur score. Le processus d'adaptation est divisé en quatre phases distinctes. Tout d'abord, un étalonnage de l'amplitude est effectué pour établir le profil individuel de chaque utilisateur. Ce profil est basé sur des prédictions de ses capacités à court terme et de sa condition physique quotidienne. Avant chaque session de jeu, un module d'entraînement sélectionne une liste de tâches d'évaluation dont la difficulté est ajustée en fonction de ce profil. Cette sélection provient d'un vaste ensemble de tâches pré-générées, chacune associée à différents niveaux de difficulté. La complexité de chaque tâche est liée à la disposition des objets dans l'espace de jeu et est déterminée à l'aide d'une méthode de recherche arborescente de Monte Carlo (MCTS). Un thérapeute peut superviser une séance de jeu thérapeutique en sélectionnant le jeu, en déterminant le nombre de cibles pour chaque niveau et en personnalisant l'environnement de travail de l'utilisateur. Un module de génération de procédures utilise cette liste de tâches pour créer un niveau de jeu personnalisé. Au fur et à mesure que l'utilisateur progresse dans le jeu, ses performances sont constamment enregistrées dans son profil, ce qui permet de créer de nouvelles tâches et de nouveaux niveaux adaptés à ses compétences dans le jeu thérapeutique.

La travail mené par (ANDRADE et al. 2016) a proposé un système innovant de jeux sérieux liés à la rééducation robotique. Ce système est basé sur l'utilisation d'un algorithme évolutif qui adapte la complexité du jeu en fonction des performances de l'utilisateur. La performance de l'utilisateur est évaluée en fonction de sa capacité à atteindre des objectifs dans le jeu, tout en effectuant des mouvements spécifiques. Le système peut ajuster deux aspects clés de la difficulté du jeu : la distance que l'utilisateur doit parcourir et la vitesse des cibles à atteindre. Le système peut ajuster ces paramètres de difficulté en temps réel pendant le jeu, garantissant ainsi une expérience optimale. Les paramètres de difficulté peuvent être modifiés à tout moment pendant le jeu, avec une fréquence de changement toutes les 10 secondes. L'algorithme évolutif prend en compte les performances de l'utilisateur au cours des 10 dernières secondes pour déterminer si la difficulté doit être ajustée à la hausse ou à la baisse.

(DHIMAN et al. 2018) ont développé une plateforme interactive utilisant la RV en combinaison avec le dispositif haptique "Phantom Omni" de Geomagic. Cette plateforme fournit

un retour tactile aux participants lorsqu'ils interagissent dans un environnement virtuel. L'objectif principal était d'ajuster intelligemment les tâches proposées en fonction des performances individuelles des utilisateurs, en particulier pour les mouvements unilatéraux d'abduction et d'adduction de l'épaule. À cette fin, les chercheurs ont recueilli des données physiologiques, notamment le pléthysmogramme pulsé et l'activité électrodermale, à l'aide du système Biopac MP150 de Biopac Systems Inc. Ces signaux physiologiques ont ensuite été traités pour extraire deux indicateurs, à savoir la fréquence cardiaque moyenne (PRMEAN) et la moyenne tonique (TonicMEAN), qui ont été synchronisés avec la progression des tâches de RV. Le système propose des tâches de différents niveaux de difficulté en fonction des performances individuelles et permet également un suivi en temps réel de l'état de santé de l'utilisateur.

(PINTO et al. 2018) ont conçu un ensemble de mini-jeux de rééducation. La difficulté de chaque jeu a été adaptée à la situation du patient. Par exemple, dans le premier mini-jeu, la difficulté est évaluée en fonction de l'amplitude des mouvements des membres supérieurs. La position de départ de la balle est ajustée en fonction du niveau de difficulté, avec la possibilité pour le médecin d'apporter des modifications si nécessaire. Dans le deuxième mini-jeu, la difficulté est adaptée en fonction de la performance du patient. Si le patient progresse, les points de contrôle sont positionnés à des angles plus larges, tandis que si le patient rencontre des difficultés, le jeu devient plus facile en ajustant les exigences de mouvement. Le troisième mini-jeu modifie la difficulté en changeant l'amplitude ou la vitesse du pendule que le patient doit suivre avec précision. Enfin, dans le quatrième mini-jeu, la difficulté varie en fonction de l'amplitude des mouvements des membres supérieurs, en relation avec la hauteur initiale des papillons sur le rocher.

(GONZÁLEZ-GONZÁLEZ et al. 2019) ont conçu un système interactif de rééducation personnalisée, intégrant un moteur de détection des gestes qui utilise des capteurs corporels pour permettre aux utilisateurs d'interagir avec les exercices en utilisant les mouvements de leur corps, transformant ces mouvements en actions dans un environnement de jeu. Le système propose une recommandation individualisée d'exercices basée sur les besoins spécifiques et les objectifs de rééducation de chaque utilisateur. Ce système de recommandation prend en compte les objectifs de l'individu, son niveau de compétence actuel et ses performances antérieures, ce qui garantit que les exercices recommandés sont à la fois stimulants et réalisables. Pour maintenir l'engagement et la motivation des utilisateurs, le système propose des exercices amusants qui intègrent des éléments de compétition, de récompense et d'interaction sociale. Ce système innovant a prouvé son efficacité dans

l'amélioration des résultats de la rééducation pour une variété de conditions médicales en adaptant l'expérience de rééducation aux besoins spécifiques de chaque individu, tout en prenant en compte des facteurs tels que l'âge, l'état de santé général et la motivation pour une personnalisation optimale et des résultats positifs.

(AFYOUNI, MURAD et EINEA 2020) ont conçu des jeux sérieux adaptatifs pour la rééducation physique des patients souffrant de troubles musculo-squelettiques. La personnalisation et la flexibilité de leur plateforme sont rendues possibles par l'intégration d'assistants virtuels appelés "rehab bots". Ces robots de rééducation guident les patients dans l'exécution correcte des exercices prescrits, en fournissant des séquences de mouvements adaptées à chaque individu. RehaBot numérise les positions recommandées par les thérapeutes et génère des personnages virtuels, les "rehab bots", qui sont ensuite intégrés dans l'univers des jeux sérieux. Ces robots agissent comme des coaches adaptatifs, ajustant progressivement leurs conseils en fonction des performances de chaque patient. De plus, la plateforme est équipée d'un système intelligent d'alerte et d'autocorrection qui adapte en temps réel le niveau de difficulté du jeu, tout en surveillant ses configurations et ses éléments. Pour créer ces serious games personnalisés et adaptatifs, RehaBot intègre des techniques avancées d'intelligence artificielle et de comparaison de modèles.

(FERREIRA et MENEZES 2020) ont conçu un exergame centré sur la rééducation motrice, mettant l'accent sur la récupération de la dextérité et la rééducation visuelle. Ce jeu offre aux patients l'opportunité d'effectuer des mouvements visant à renforcer les muscles des bras et des épaules tout en stimulant leur activité cognitive et leurs entrées sensorielles. Dans ce jeu, l'objectif principal est d'obtenir le score le plus élevé possible en complétant des lignes horizontales dans l'aire de jeu à l'aide de formes en chute libre appelées tétrominos. À chaque fois qu'une pièce tombe, le joueur doit ajuster son orientation et sa position horizontale pour la placer de manière optimale, en remplissant les espaces laissés par les pièces précédentes. Les rotations peuvent être effectuées à l'aide d'un bouton sur un joystick ou, éventuellement, à l'aide de gestes manuels, qui pourraient également être contrôlés par le même joystick. Lorsqu'une ou plusieurs lignes horizontales sont complétées sans trous, elles disparaissent du jeu, permettant au joueur de marquer des points. La difficulté du jeu s'adapte en temps réel au score obtenu, en modifiant la vitesse de descente des tétrominos, garantissant un niveau de défi approprié pour le joueur.

(Maria F MONTOYA, J. E. MUÑOZ et Oscar A HENAO 2020) ont proposé une méthode d'ADD consiste à ajuster la difficulté du jeu en temps réel en fonction de la fatigue du participant, mesurée par des données électromyographiques (EMG). Trois paramètres

principaux ont été utilisés pour adapter le jeu : la vitesse, la taille et le nombre de cibles. La vitesse est le paramètre le plus crucial, car elle diminue à mesure que la fatigue du participant augmente, ce qui permet à ce dernier de maintenir ses performances tout en réduisant sa fatigue. La taille et le nombre des cibles peuvent également être modifiés pour améliorer l'expérience de l'utilisateur ; par exemple, une taille de cible plus petite rend le jeu plus difficile, tandis qu'un nombre de cibles plus élevé le rend plus stimulant. Cette approche d'adaptation dynamique a donné des résultats positifs, notamment une réduction de la fatigue musculaire, une meilleure performance de jeu et une expérience utilisateur améliorée pour les participants utilisant la RV immersive par rapport au groupe utilisant un écran plat non immersif.

(NASRI, ORTS-ESCOLANO et CAZORLA 2020) ont développé une nouvelle architecture Conv-GRU pour relever le défi de la reconnaissance des gestes. Cette recherche a également permis d'introduire un jeu en 3D qui joue un rôle essentiel dans les processus de rééducation. Dans ce jeu spécifique, cinq gestes de la main ont été sélectionnés pour contrôler le mouvement d'une sphère, qui doit surmonter divers obstacles tels que l'accélération, le recul, le saut, ainsi que l'agrandissement ou la réduction de la sphère, avant d'atterrir dans un panier. Le but ultime du jeu est de réussir à surmonter tous ces défis et de faire atterrir la sphère dans le panier, qui sert de récompense aux patients qui ont accompli la tâche de manière satisfaisante. Pour permettre cette interaction avec le jeu, les données de l'électromyogramme de surface (sEMG) du joueur sont transmises à un réseau neuronal Conv-GRU, qui analyse ces informations et classe le geste effectué. Le geste prédit est alors transmis au jeu, et le système exécute la fonction correspondante associée à ce geste pour réaliser l'action souhaitée.

(VALLEJO et al. 2020) ont présenté un langage appelé PEL, conçu pour formuler des phrases qui peuvent être comprises par un logiciel de génération automatique d'exergames. Ce PEL a été spécifiquement conçu pour simplifier la création individualisée d'exergames pour la rééducation physique des patients ayant subi un AVC. En outre, ils ont défini une méthodologie pour concevoir et générer efficacement ces exergames personnalisés. Cette approche couvre à la fois les aspects de la mécanique du jeu et les éléments nécessaires pour superviser, guider, gérer et adapter ces exergames, en suivant un processus en cinq étapes : déterminer l'exercice ; permettre au thérapeute d'établir des objectifs thérapeutiques ; établir le modèle d'interaction entre le patient et l'exergame, généralement en spécifiant les mouvements de rééducation à suivre ; créer des mécanismes de rétroaction et de motivation ; définir des critères pour mesurer les performances du patient et suivre

les progrès, et enfin, la fabrication de l'exergame, un processus automatisé transformant la description de l'exergame dans le PEL en un exergame concret prêt à l'emploi.

(Maria Fernanda MONTROYA, J. MUÑOZ et Oscar Alberto HENAO 2021) ont développé un jeu sérieux utilisant la technologie de sEMG pour évaluer la fatigue musculaire des participants. Le concept du jeu est que les joueurs doivent se défendre contre un ennemi virtuel qui les attaque continuellement avec des projectiles d'acide vert. Pour ce faire, ils doivent effectuer des contractions musculaires isométriques contrôlées de leurs biceps, créant ainsi un champ de protection pour repousser les attaques de l'ennemi. Les signaux sEMG sont enregistrés pour suivre le comportement des participants dans l'environnement virtuel et quantifier leurs performances. En outre, ces signaux sont utilisés pour calculer un indice de fatigue, ce qui permet d'ajuster en temps réel la difficulté du jeu vidéo en fonction du niveau de fatigue des participants. Le jeu vidéo est basé sur un modèle à double flux spécialisé dans les jeux d'exercice (exergames) et intègre une dimension appelée "efficacité" pour équilibrer la condition physique des joueurs avec la difficulté du jeu. L'objectif est de maintenir un état psychologique de "flow" qui favorise le plaisir, la motivation et l'apprentissage, tout en respectant les recommandations cliniques en termes d'intensité de l'exercice musculaire.

Bilan

Comme nous venons de le présenter, il existe de nombreux travaux de recherche qui ont proposé différentes méthodes et approches pour adapter dynamiquement la difficulté des jeux sérieux basés sur la RV et conçus pour aider à la rééducation fonctionnelle des membres supérieurs, en utilisant différents mécanismes d'adaptation et de déclenchement de ces mécanismes. Le tableau 2.3 récapitule les travaux que nous avons présentés, en les classant en fonction des mécanismes d'ADD et de leurs déclencheurs.

Les méthodes présentées utilisent différents types de paramètres pour déclencher le processus d'adaptation dynamique de la difficulté afin de fournir un niveau de difficulté approprié à l'état du patient. Parmi ces paramètres, nous estimons que celui basé sur les performances du patient dans le jeu mesurées en fonction de ses capacités motrices est le plus pertinent, puisque l'objectif des jeux de rééducation est d'améliorer les résultats de l'entraînement des patients tout en maintenant leur motivation lors d'une séance thérapeutique. Ainsi, dans ce contexte, la difficulté du jeu réside dans l'effort moteur demandé au patient pour atteindre les objectifs du jeu. Pour que le patient retrouve sa fonction, cet effort doit être maximisé (HOCINE et al. 2015). Nous pensons qu'adapter la difficulté

TABLE 2.3 – Synthèse des recherches sur l’adaptation dynamique de la difficulté

| Article | Déclencheur | Mécanisme |
|--|-----------------------------|---|
| (Minhua Ma et Bechkoum 2008) | Performances | Vitesse + Défi + Rétroaction |
| (Alankus et al. 2010) | Performances | Variation de la complexité de la tâche |
| (Cameirão, Oller, Verschure et al. 2010) | Performances+ Cognitive | Vitesse + Défi + Contenu de l’environnement |
| (Rabin et al. 2011) | Physiologique | Défi + Vitesse + Génération de contenu procédural |
| (Mihelj et al. 2012) | Performances | Défi+ Vitesse + Génération de contenu procédural |
| (Pirovano et al. 2012) | Performances | Temps+ Vitesse + Défi + Variation de la complexité de la tâche + Par IA +Adaptation du Contenu de l’environnement |
| (Smeddinck, Siegel et Herrlich 2013) | Performances+ Cognitif | Vitesse + Défi + Variation de la complexité de la tâche |
| (Sucar et al. 2013) | Performances | Vitesse+ Défi+ Variation de la complexité de la tâche + Par IA + Adaptation du Contenu de l’environnement |
| (Hocine et al. 2015) | Physiologique | Défi + Par IA + Adaptation du Contenu de l’environnement + Génération de contenu procédural |
| (Andrade et al. 2016) | Performances | Défi + Vitesse |
| (Dhiman et al. 2018) | Performances+ Physiologique | Variation de la complexité de la tâche |
| (Pinto et al. 2018) | Performances+ Physiologique | Adaptation du Contenu de l’environnement + Vitesse |
| (González-González et al. 2019) | Performances+ Cognitif | Variation de la complexité de la tâche |
| (Afyouni, Murad et Einea 2020) | Performances | Variation de la complexité de la tâche, Assistance directe du joueur |
| (Ferreira et Menezes 2020) | Performances | Vitesse |
| (Montoya et al., 2020) | Physiologique | Vitesse+ Adaptation du Contenu de l’environnement+ Génération de contenu procédural |
| (Nasri, Orts-Escolano et Cazorla 2020) | Physiologique | Par IA |
| (Vallejo et al. 2020) | Performances | Par IA |
| (Montoya et al., 2021) | Physiologique + Cognitif | Défi |

du jeu en ajustant sa complexité en termes de défi lié aux mouvements des membres sollicités dans les tâches est l'approche la plus appropriée dans le cadre de la rééducation fonctionnelle.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un état de l'art sur l'utilisation de la technologie de la réalité virtuelle en tant que solution innovante dans le domaine de la rééducation fonctionnelle du membre supérieur après un AVC. Nous avons commencé par un aperçu général de la RV, en soulignant ses avantages dans le domaine de la rééducation des membres supérieurs, tout en présentant certains systèmes qui ont été commercialisés. Nous avons ensuite présenté un état de l'art sur la variété des outils de réalité virtuelle disponibles pour la rééducation, en nous concentrant spécifiquement sur les jeux sérieux et les capteurs utilisés. Enfin, nous avons présenté des stratégies pour adapter la difficulté des exercices proposés via ces dispositifs de jeux sérieux, dans le but de stimuler l'engagement et la motivation des patients lors de leurs séances de rééducation. Dans le chapitre suivant, nous présenterons notre système de rééducation fonctionnelle de la main, qui consiste en des jeux sérieux basés sur la RV, et qui a été conçu selon une approche centrée sur l'utilisateur, en étroite collaboration avec les thérapeutes et des patients, et sur la base de l'état de l'art présenté.

CONCEPTION ET DÉVELOPPEMENT DU SYSTÈME

3.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est de présenter un système de réalité virtuelle innovant composé de jeux sérieux basés sur la RV. Le système a été spécialement conçu pour soutenir la rééducation fonctionnelle de la main, principalement pour les patients ayant subi un AVC. Son innovation principale réside dans sa conception, qui adopte une approche centrée sur l'utilisateur, impliquant une collaboration étroite avec des cliniciens spécialisés, et des patients post-AVC souffrant de handicaps moteurs de la main. Cette approche coopérative est maintenue tout au long du processus de conception. Ainsi, en s'appuyant sur les connaissances issues de l'état de l'art et les spécifications cliniques fournies par les thérapeutes, un système complet a été développé, répondant aux exigences cliniques et aux recommandations de la littérature. Différents aspects, notamment l'ergonomie, la personnalisation et la gestion de la difficulté ont été mis en avant dans cette conception, afin de satisfaire pleinement les exigences cliniques tout en exploitant au mieux la technologie de RV et des jeux sérieux dans ce domaine thérapeutique spécifique. Au cœur de ce système élaboré, une approche d'adaptation dynamique de la difficulté a été intégrée, faisant appel à une technique d'apprentissage automatique.

3.2 Conception du système

La conception d'un environnement virtuel adapté nécessite la connaissance précise des caractéristiques de ses utilisateurs, cette connaissance doit être ensuite formalisée, d'une part pour des besoins de communication à l'intérieur de l'équipe de conception et, d'autre part, pour en déduire les contraintes et les implications pratiques sur la logique et la structure des dialogues de l'environnement virtuel, ainsi que sur l'organisation de

l'information au niveau des interfaces (BURKHARDT 2003). En effet, notre système de RV a été spécifiquement conçu pour répondre aux besoins de la rééducation de la fonction motrice des membres supérieurs, afin de fournir un dispositif de rééducation fonctionnelle qui complétera la thérapie conventionnelle. Son objectif est de stimuler l'engagement, la motivation et l'adhésion thérapeutique des patients tout au long de leur processus de rééducation. Cette conception est le résultat d'une réflexion approfondie et de la fusion de l'expertise médicale et de la technologie de la RV. L'innovation du système repose sur une collaboration étroite avec des cliniciens spécialisés, ce qui nous a permis de bien comprendre les exigences et les défis spécifiques du contexte médical. Pour réaliser cette fusion, nous avons pris en compte les pratiques cliniques, les protocoles de traitement et les besoins spécifiques des patients et des professionnels de la santé. Cette approche nous a permis de comprendre en profondeur les particularités du domaine médical et de les intégrer de manière cohérente dans notre système. En outre, notre expertise en matière de RV a été intégrée pour créer une interface intuitive et relativement immersive. Cela implique la création d'environnements virtuels attrayants, d'interactions intuitives entre les utilisateurs et ces environnements, et de simulations précises pour reproduire fidèlement les situations médicales. Notre système innovant offre une solution avancée pour la rééducation fonctionnelle dans le domaine médical, en proposant une expérience interactive et quasi-réaliste adaptée aux besoins spécifiques des patients et des professionnels de la santé.

3.2.1 Méthode de conception

Nous avons suivi une approche de conception centrée sur l'utilisateur (UCD) qui décrit des processus de conception dans lesquels les utilisateurs finaux influencent la façon dont une conception prend forme (ABRAS, MALONEY-KRICHMAR, PREECE et al. 2004). Dans notre cas, les utilisateurs finaux sont les patients en phase post-AVC et les thérapeutes qui gèrent les patients pendant l'utilisation du dispositif. Afin d'obtenir une première version fonctionnelle pour les patients, nous avons choisi de travailler dans les premières itérations du processus de conception du système exclusivement avec les thérapeutes, car ce sont eux qui connaissent les besoins et les exigences spécifiques de leurs patients.

En effet, une rééducation et une réadaptation efficaces nécessitent l'intervention d'équipes spécialisées en médecine physique et réadaptation (MPR). Le médecin MPR joue un rôle essentiel en guidant l'ensemble du processus de rééducation et de réadaptation. Il est chargé d'identifier et de traiter les complications éventuelles, de définir les objectifs à

atteindre avec l'équipe, de prescrire et de superviser les interventions des différents thérapeutes impliqués (YELNIK et al. 2008). Cela justifie la nécessité de l'impliquer dans le processus de conception du système de rééducation. En collaboration avec le service de rééducation fonctionnelle du Centre Hospitalier Universitaire de Douera à Alger, en Algérie, et le service de médecine physique et de réadaptation (MPR) du Centre Hospitalier Universitaire de Brest en France, nous avons entrepris la conception du système. Composée d'ergothérapeutes et de kinésithérapeutes, notre approche pluridisciplinaire nous a permis d'aborder les problèmes sous différents angles, aboutissant ainsi à une solution globale et complète.

Avant d'entamer le processus de conception, nous avons assisté à des séances de rééducation fonctionnelle pour des patients ayant subi un AVC, afin de mieux comprendre les besoins de cette population cible. Nous avons étudié attentivement leurs caractéristiques, leurs objectifs, leurs tâches et leurs environnements, entre autres aspects. Cette approche nous a permis d'identifier les contraintes spécifiques de nos futurs utilisateurs, à savoir les patients eux-mêmes. Les informations recueillies au cours de cette phase nous ont permis de définir les critères de notre système et de sélectionner le matériel approprié. Cette approche collaborative, associée à une immersion en profondeur dans l'environnement de la réhabilitation, a été fondamentale pour le développement d'une solution adaptée et performante, et surtout ergonomique. Le processus de conception du système, tel qu'illustré dans la Figure 3.1, se compose de quatre étapes principales. À chaque itération de ce processus, nous avons suivi ces étapes pour améliorer continuellement notre solution.

1. **Une étape d'analyse des besoins** Cette étape consiste en une série de réunions et de discussions avec les thérapeutes, afin de recueillir des exigences et des spécifications cliniques détaillées. Au cours de cette phase de collaboration, les thérapeutes décrivent leurs besoins spécifiques et les fonctionnalités requises pour le système. Ils expliquent en détail comment les patients interagiront avec le système, en soulignant les tâches critiques et les plus fréquentes que le système devra prendre en charge. Ils précisent également l'importance relative de ces tâches, leur durée estimée et leur niveau de difficulté. Ces informations sont cruciales pour concevoir un système qui répondra au mieux aux attentes et aux exigences des utilisateurs finaux (thérapeutes et patients). Grâce à ces discussions, nous pouvons appréhender pleinement les besoins cliniques réels auxquels il faudra répondre pour que le système apporte des solutions appropriées et efficaces. Cela permet de concevoir une interface conviviale et adaptée aux utilisateurs, tout en offrant une expérience

optimale lors de l'utilisation du système.

2. **Une étape de spécification des exigences** Elle consiste à analyser les différentes exigences définies dans la phase précédente, et vise à transformer ces exigences en objectifs clairs et à définir les tâches spécifiques qui seront mises en œuvre tout au long du cycle de développement. Nous avons soigneusement évalué les exigences recueillies, en tenant compte des besoins des utilisateurs finaux, des contraintes techniques et des objectifs généraux du système. Chaque exigence est examinée sous différents angles afin d'en garantir la faisabilité, la cohérence et la pertinence. Les objectifs sont ensuite définis de manière précise et mesurable, ce qui permet de mieux cibler les efforts de développement. Chaque objectif est lié à une ou plusieurs exigences spécifiques, créant ainsi un lien concret entre les besoins des utilisateurs et les fonctionnalités du système à développer. Parallèlement, les tâches requises pour atteindre chaque objectif sont identifiées et planifiées afin d'établir un calendrier réaliste pour le cycle de développement. Cela nous a permis de mieux gérer les ressources, les délais et les priorités tout au long du processus.
3. **Une étape de réalisation des solutions de conception** Cette étape vise à utiliser les connaissances acquises lors des étapes précédentes pour pouvoir concrétiser les solutions, l'objectif est de donner vie aux concepts théoriques en créant des applications pratiques, tout en restant ouverts aux ajustements et aux améliorations en fonction des retours des utilisateurs, notamment des thérapeutes. Une fois les spécifications définies et les objectifs clairs, nous nous lançons dans la création concrète du système en utilisant les meilleures pratiques et technologies disponibles. Cela implique la programmation et la construction d'une interface utilisateur intuitive et conviviale, qui répond aux besoins des thérapeutes et des patients. La flexibilité et l'adaptabilité sont des éléments clés de cette étape, car la rétroaction des utilisateurs peut conduire à des ajustements significatifs.
4. **Étape d'évaluation des solutions conçues au regard des exigences prédéfinies** À ce stade, nous exposons la solution conçue aux utilisateurs (thérapeutes), afin d'évaluer et de valider les fonctionnalités mises en œuvre du système. L'évaluation est informelle, c'est-à-dire qu'elle est basée sur des échanges et des discussions ouverts avec les utilisateurs. Les thérapeutes ont la possibilité de tester les fonctionnalités mises en œuvre dans le système et de donner leur avis sur leur expérience d'utilisation. Le retour d'information obtenu sert de base à l'ajustement et à l'amélioration de la solution, en veillant à ce qu'elle réponde de manière optimale aux

exigences prédéfinies et aux besoins réels.

5. Si les exigences ne sont pas satisfaites à la fin de la phase d'évaluation, le cycle recommence et la phase d'analyse des besoins est également utilisée pour identifier et comprendre les problèmes qui ont causé l'échec de l'itération.

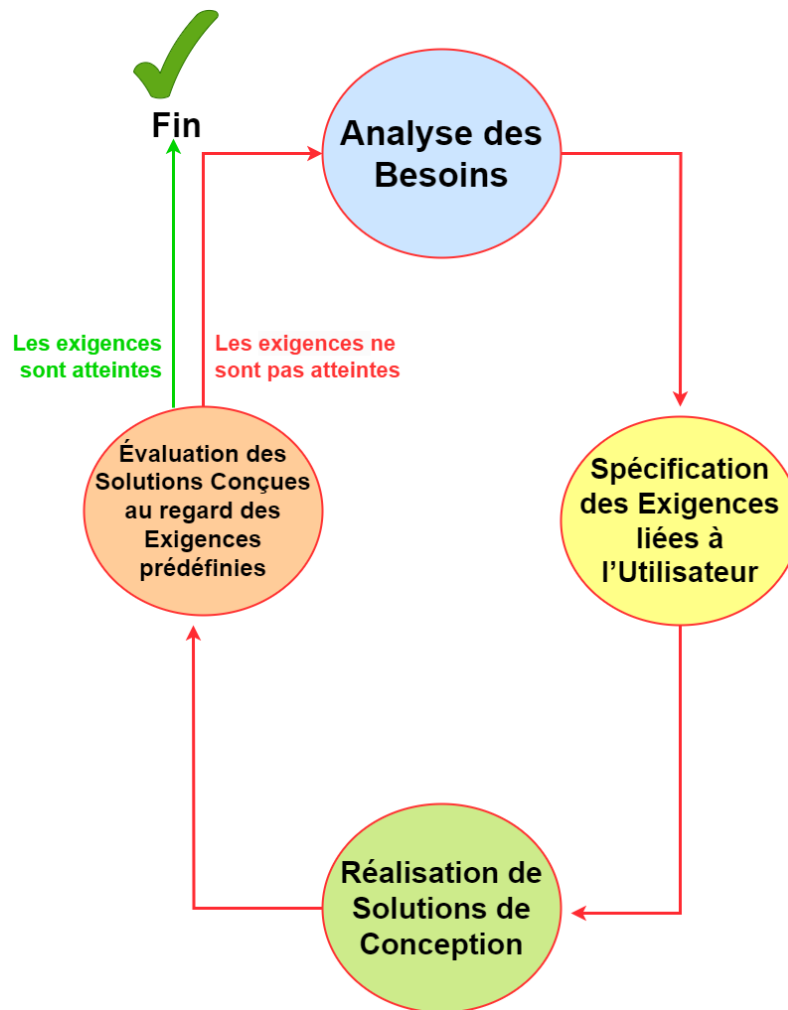


FIGURE 3.1 – Cycle de conception du système.

3.2.2 Spécifications cliniques

Comme indiqué ci-dessus, notre application s'adresse aux personnes souffrant de handicaps moteurs dus à un AVC. La conception de toute nouvelle technologie pour les personnes handicapées doit commencer par une connaissance directe de leurs besoins, désirs

et capacités (EISAPOUR, CAO et BOGER 2020). Ainsi, l'interface et l'expérience utilisateur doivent être conçues pour être plus conviviales pour le patient et le thérapeute, en tenant compte à la fois des déficiences physiques et cognitives du patient et des besoins des thérapeutes (W.-S. KIM et al. 2020). En outre, les jeux à but thérapeutique doivent être simples, mais suffisamment stimulants pour maintenir l'intérêt du patient sans frustration ni ennui (FERREIRA et MENEZES 2020). Dans cette optique, différents critères ont été pris en compte pour concevoir une plateforme répondant aux spécificités cliniques des exercices de rééducation fonctionnelle, tout en travaillant en étroite collaboration avec les thérapeutes. Dans ce qui suit, nous décrivons les différentes spécifications et expliquons comment elles ont été soigneusement prises en compte :

1. **Confidentialité des données** Les données médicales représentent des informations personnelles particulièrement sensibles, étant considérées comme sensibles, elles sont soumises à une protection spécifique par la loi (telles que *le règlement européen sur la protection des données personnelles*; *la loi française sur la protection des données, le code de la santé publique*; *En Algérie, la loi 18-07 relative à la protection des données personnelles du 10 juin 2018*, etc.). Notre priorité est de garantir le respect absolu de la vie privée des individus. Ainsi, afin d'assurer la confidentialité des données de nos patients, nous avons mis en place un système d'authentification des thérapeutes. Ce système assure que seul le thérapeute responsable du patient peut créer et consulter son dossier médical, incluant ses informations personnelles et ses données médicales. Chaque patient possède un identifiant unique lors de la création de son dossier médical, ce qui permet de l'identifier en toute sécurité.
2. **Stockage des données** Dans notre système, les Exergames offrent la possibilité d'obtenir des paramètres qui fournissent des informations sur la performance du patient pendant les sessions de jeu. Pour cette raison, nous avons prévu de sauvegarder les valeurs de ces paramètres à la fin de chaque session. Cette approche vise à créer une base de données contenant les paramètres pertinents pour chaque jeu. En optant pour la plateforme *Google Firebase*, nous nous assurons que ces données sont sauvegardées de manière permanente, efficace et sécurisée. En adoptant cette solution de stockage, nous permettons au thérapeute d'accéder à la base de données à tout moment pour analyser les performances du patient. Cette capacité d'accès à distance facilite grandement le suivi des progrès du patient au fil du temps. Le thérapeute peut ainsi évaluer les améliorations et les difficultés auxquelles le patient

peut être confronté dans son parcours de rééducation. *Google Firebase* offre une infrastructure robuste, évolutive et sécurisée pour gérer ces données essentielles.

3. **Sécurité** Étant donné que la RV est une technologie relativement récente et que les survivants d'un AVC sont souvent des personnes âgées (BEVILACQUA et al. 2019), il est possible qu'ils n'aient pas eu d'expérience préalable avec ce type d'équipement technologique. De plus, les patients nécessitant une rééducation par l'exercice peuvent présenter différents degrés de troubles cognitifs (NING et al. 2022). L'utilisation de la RV immersive peut également entraîner des nausées et des malaises, en particulier chez les patients peu familiers avec cette technologie. Pour adresser ces problèmes, nous avons décidé de développer un système basé sur la RV Semi-Immersive. Ce système utilise un moniteur standard placé devant le patient, plutôt qu'un affichage monté sur la tête. Cela réduit le risque de nausée et d'inconfort pour les patients. En outre, pour capturer les mouvements de la main du patient, nous avons opté pour un capteur qui ne nécessite pas de contact direct avec le patient. Cette approche garantit une plus grande facilité d'utilisation et une meilleure acceptabilité, en particulier pour les personnes âgées.

4. **Autonomie** L'objectif principal de la rééducation fonctionnelle est de permettre au patient sa meilleure autonomie dans les activités de la vie quotidienne (AVQs). Compte tenu du faible nombre de thérapeutes (STANICA et al. 2020), et afin d'encourager l'auto-rééducation, nous avons mis l'accent sur l'autonomie du patient lors de la pratique des Exergames proposés dans le système. Toutefois, cela n'empêchera jamais le thérapeute d'ajuster les Exergames en fonction de l'état des compétences du patient. En outre, Les survivants d'un AVC peuvent souffrir de troubles cognitifs (HERNE et al. 2019), ce qui nécessite la supervision du thérapeute pendant un exercice de rééducation pour expliquer ce qu'il faut faire, surtout au début de l'exercice. Pour libérer le thérapeute de cette tâche, et pour assurer l'autonomie du patient, nous fournissons un tutoriel vidéo montrant au patient les mouvements requis. Ainsi, sachant que la rééducation physique entraîne la fatigue (TROMBETTA et al. 2017), et qu'un exercice de rééducation fonctionnelle doit respecter les deux critères d'intensité et de répétition (W.-S. KIM et al. 2020), et afin de faire travailler le patient sur un maximum de mouvements tout en soulageant sa douleur et sa fatigue, des périodes de repos sont intégrées, afin de lui permettre de se reposer après l'effort fourni.

5. **Gamification** La gamification consiste à intégrer des éléments de jeu dans des contextes non ludiques (WOOD et REINERS 2015), afin d'influencer de manière positive et enrichissante un processus donné. Dans notre cas, nous avons appliqué cette approche innovante à la rééducation fonctionnelle, en concevant et développant des jeux qui exploitent les mécanismes ludiques pour stimuler la motivation des patients. Les jeux que nous avons créés sont conçus de manière à offrir une expérience interactive et engageante pour les patients en rééducation fonctionnelle. Nous avons pris en compte différents éléments clés tels que ceux mentionnés par (HERNE et al. 2019), pour favoriser une participation active et prolongée de la part du patient. Tout d'abord, nous avons incorporé des niveaux multiples dans les jeux, offrant ainsi une progression graduelle du niveau de difficulté. Cette approche permet au patient de ressentir un sentiment d'accomplissement à mesure qu'il progresse dans les niveaux, ce qui renforce sa motivation intrinsèque à continuer. Ensuite, nous avons intégré des défis de jeu stimulants dans chaque étape des jeux. Ces défis encouragent le patient à mettre en pratique ses compétences motrices de manière répétée, contribuant ainsi à la consolidation des acquis tout en favorisant une amélioration constante de ses capacités. Pour rendre l'expérience encore plus gratifiante, nous avons prévu des récompenses tout au long du jeu. Ces récompenses, offrant ainsi un sentiment de gratification instantanée au patient lorsqu'il atteint certains objectifs ou réalise des progrès significatifs. Enfin, les retours d'informations jouent un rôle essentiel dans notre approche de gamification en rééducation fonctionnelle. Grâce à des mécanismes de retour d'informations, le patient peut recevoir des feedbacks en temps réel sur ses performances.

6. **Simplicité et Ergonomie** Pour optimiser l'efficacité de la rééducation basée sur la RV, il est essentiel de perfectionner le transfert des compétences acquises dans l'environnement virtuel vers des situations de la vie réelle dans le monde physique (W.-S. KIM et al. 2020). Cette transition est cruciale pour que les bénéfices de la rééducation virtuelle puissent être appliqués de manière concrète et significative dans la vie quotidienne des patients. L'un des défis majeurs de la réadaptation basée sur la RV réside dans la capacité à rendre les interactions avec les objets virtuels aussi naturelles et intuitives que possible. Les actions telles que l'accès, la saisie et le placement des objets doivent être conçues de manière à minimiser leur complexité et à refléter fidèlement les mouvements et gestes requis dans le monde réel (EISAPOUR, CAO et BOGER 2020). Une conception soignée permet

ainsi de renforcer la compréhension et l'aisance d'utilisation de l'environnement virtuel par les patients. Dans cet esprit, notre système a été développé en prenant en considération ces éléments essentiels. Nous avons créé un environnement neutre en termes de sexe et d'âge, de manière à ce qu'il soit familier et accessible à un large éventail de personnes, quelle que soit leur origine ou leur expérience préalable en matière de technologies. Cette approche inclusive vise à favoriser l'adhésion et l'engagement des patients dans leur processus de réadaptation. Par ailleurs, nous avons choisi de développer des "Exergames", des jeux d'exercices interactifs, qui simulent des AVQs courantes. Cette approche ludique et fonctionnelle permet aux patients de s'entraîner à des tâches qui pourraient être effectuées dans leur routine quotidienne, renforçant ainsi la pertinence et l'utilité de la rééducation virtuelle. Les Exergames offrent également un environnement engageant et stimulant, encourageant les patients à poursuivre leur thérapie de manière régulière.

7. ***Entraînement basé sur des tâches*** Lorsqu'on aborde la conception d'un exercice pour la rééducation fonctionnelle, l'une des considérations primordiales est l'utilisation de l'entraînement basé sur des tâches (W.-S. KIM et al. 2020). Cette approche se focalise sur des activités spécifiques et définies, telles que pointer, saisir un objet ou poser un objet. En mettant l'accent sur ces tâches concrètes, nous visons à offrir aux patients des exercices qui sont directement liés aux AVQs, ce qui leur permet de retrouver des compétences fonctionnelles essentielles. Cette approche centrée sur les tâches présente plusieurs avantages. Tout d'abord, elle favorise la motivation et l'engagement des patients dans leur processus de rééducation. En se concentrant sur des activités réalistes et pertinentes, les exercices deviennent plus significatifs pour les patients, leur donnant un sentiment d'accomplissement lorsqu'ils réussissent à accomplir ces tâches. De plus, l'entraînement basé sur les tâches permet une meilleure généralisation des acquis. En pratiquant des mouvements et des actions spécifiques, les patients améliorent leur capacité à effectuer des tâches similaires dans des contextes différents. Cela favorise une transition plus fluide entre la rééducation et le retour aux activités quotidiennes normales.
8. ***Activité signifiante*** L'implication du patient dans sa prise en soins par le biais d'activité signifiante accroît sa motivation. Tel que proposer des occupations non signifiantes génère peu de motivation, d'engagement de la personne donc une participation moindre et de faibles résultats optimaux en termes d'intervention

(MENVIEL 2019). Dans cette perspective, il est crucial d'opter pour des activités réalistes, c'est-à-dire des activités qui reflètent les tâches quotidiennes courantes auxquelles les individus sont confrontés dans le monde entier.

9. ***Personnalisation et Adaptation*** La plateforme de RV idéale pour la rééducation fonctionnelle va bien au-delà d'un simple ensemble d'Exergames visant à motiver les patients pendant leurs sessions de réadaptation fastidieuses mais essentielles. En effet, cette plateforme doit permettre non seulement d'intégrer ces jeux stimulants, qui étaient l'objectif initial, mais également offrir la possibilité de personnaliser ces jeux en fonction des capacités et des besoins spécifiques de chaque patient. De plus, une progression graduelle de la difficulté des tâches doit être prévue pour assurer un défi adapté à l'évolution des aptitudes motrices de chaque individu (REIS et al. 2016). Ainsi, un environnement optimal pour favoriser l'indépendance fonctionnelle est un environnement qui tire parti des compétences actuelles de l'individu (MENVIEL 2019) ; cela signifie que la plateforme de RV doit exploiter les capacités motrices existantes du patient pour les intégrer de manière harmonieuse dans les exercices proposés. Lors de la conception de ce système innovant, nous avons pris en compte l'importance cruciale de la personnalisation des exercices proposés. Chaque patient est unique, avec ses propres capacités motrices, et il est essentiel de le considérer comme une référence à part entière. Ainsi, la plateforme VR doit pouvoir s'adapter dynamiquement aux progrès de chaque patient, en lui proposant des tâches individualisées qui lui permettent de progresser à son rythme. Outre la personnalisation, nous avons également accordé une attention particulière à l'environnement dans lequel se déroule la réadaptation.
10. ***Entraînement de la double tâche motrice et cognitive*** Étant donné que de nombreux patients ayant subi un AVC présentent des troubles cognitifs consécutifs à cet accident, la difficulté cognitive devient un élément crucial lors de la conception de jeux thérapeutiques appropriés (ALANKUS et al. 2010). Il est recommandé d'intégrer des tâches cognitives doubles, où les compétences motrices et cognitives sont exercées simultanément (HASHIM et al. 2019). La réadaptation après un AVC englobe divers aspects, parmi lesquels l'introduction de tâches cognitives doubles occupe une place importante. Ces tâches impliquent l'exécution simultanée d'exercices moteurs et cognitifs. Dans cette optique, nous avons conçu des variantes des jeux intégrant une tâche cognitive et des tâches motrices au sein d'un même exercice de rééducation motrice. Cette approche permettra aux pa-

tients de s'entraîner simultanément sur une double tâche cognitive et motrice, les aidant à maintenir une concentration active pendant l'exercice. En fusionnant des tâches cognitives avec des exercices de rééducation motrice, notre objectif est de soutenir la récupération cognitive tout en améliorant les capacités motrices des patients post-AVC. Cette méthode vise non seulement à optimiser leur récupération physique, mais aussi à renforcer leurs fonctions cognitives altérées, offrant ainsi des avantages thérapeutiques globaux.

11. ***L'entraînement aux tâches répétitives*** L'amélioration des performances individuelles est grandement favorisée par la répétition régulière d'une activité donnée (MENVIEL 2019). En effet, la répétition du mouvement représente le mécanisme d'action fondamental qui sous-tend de nombreuses interventions prometteuses destinées à améliorer la qualité de vie et à renforcer la fonction motrice (FRENCH et al. 2016). Dans notre système d'exergaming novateur, nous avons conçu des tâches simples, mais essentielles pour réussir le jeu. Le principe est que le patient doit s'exercer en répétant ces tâches à plusieurs reprises. Cette approche s'avère particulièrement bénéfique car elle permet au cerveau et au corps de s'adapter progressivement aux mouvements spécifiques requis par le jeu.

3.2.3 Conception de l'environnement virtuel

"La RV est un domaine scientifique et technique exploitant l'informatique et des interfaces comportementales en vue de simuler dans un monde virtuel, le comportement d'entités 3D, qui sont en interaction en temps réel entre elles et avec un ou des utilisateurs en immersion pseudo-naturelle, par l'intermédiaire de canaux sensori-moteurs. Cette technologie permet à une personne (ou à plusieurs) une activité sensori-motrice et cognitive dans un monde artificiel, créé numériquement, qui peut être imaginaire, symbolique ou une simulation de certains aspects du monde réel. La conception de telles interfaces a pour objectif de réaliser un dispositif matériel ayant des caractéristiques métrologiques performantes qui doivent, si possible, correspondre aux capacités maximales des sens ou/et des réponses motrices de l'homme" (FUCHS, MOREAU et Jean-Marie BURKHARDT 2006).

En effet, tout au long du processus de conception de notre système de rééducation fonctionnelle basé sur la RV, nous avons accordé une attention particulière à l'étude approfondie des différents aspects clés de cette technologie. Notre objectif était de tirer pleinement parti de ses capacités pour créer un outil médical optimal. Dans cette section,

nous allons décrire en détail comment nous avons exploité ces différents aspects au profit du domaine médical en question.

- **Immersion** Étant donné l'importance cruciale de l'immersion dans tout système de RV, nous avons accordé une attention particulière à l'intégration de ce composant dans notre système. Notre objectif était de créer une expérience de RV immersive pseudo-naturelle, permettant aux patients de s'immerger partiellement dans l'environnement virtuel. Nous nous sommes efforcés de fournir à l'utilisateur une immersion maximale, tout en tenant compte du fait que cette technologie est relativement nouvelle pour lui et qu'il peut être confronté à des contraintes liées à sa pathologie et à son manque de familiarité avec celle-ci. Dans notre outil de rééducation fonctionnelle, l'immersion joue un rôle essentiel en donnant aux patients un véritable sentiment d'interaction avec les objets virtuels sur lesquels ils doivent effectuer leurs tâches. C'est pourquoi nous avons adopté une approche basée sur la RV semi-immersive, en nous appuyant sur des études antérieures ((SUBRAMANIAN et al. 2013) et (FLUET et DEUTSCH 2013)), qui ont démontré l'efficacité de cette approche pour la rééducation des membres supérieurs. La semi-immersion permet aux patients de se sentir plus impliqués, car ils disposent de repères qui facilitent leur participation active. Notre attention s'est principalement portée sur l'interaction avec des entités virtuelles en 3D. Pour ce faire, nous avons utilisé un capteur de mouvement capable de suivre avec précision les mouvements de la main en temps réel, ce qui permet de les transmettre de manière fidèle et fluide à l'environnement virtuel.
- **Interaction** Dans un environnement virtuel, l'interaction 3D est considérée comme la composante motrice de tout système interactif. Elle donne un meilleur sentiment d'immersion et la sensation d'être réellement dans l'univers virtuel (OURAMDANE, OTMANE et MALLEM 2009). Dans le cadre de notre travail basé sur la RV Semi-immersive, notre objectif est de procurer aux utilisateurs un sentiment d'immersion optimale et de leur permettre d'interagir naturellement avec les éléments qui composent l'environnement virtuel. Pour atteindre cet objectif, nous avons adopté une métaphore spécifique qui exploite un sens différent de celui sollicité lors d'actions réelles. Cette approche repose sur la substitution sensorielle (FUCHS, MOREAU et Jean-Marie BURKHARDT 2006) pour les réponses motrices aux actions de l'utilisateur dans l'environnement virtuel. Notre principal défi consiste à remplacer le sens du toucher, qui joue un rôle crucial dans notre système interactif. Pour ce faire,

nous avons choisi de mettre en œuvre deux types de retour d'information : visuel et auditif. Ces retours sensoriels compensent l'absence de sensation tactile réelle et offrent aux utilisateurs une expérience immersive plus riche et plus réaliste. Le retour d'information visuel prend la forme d'éléments visuels qui réagissent aux actions de l'utilisateur. Par exemple, lorsqu'un utilisateur touche un objet virtuel, celui-ci change de couleur pour refléter une réponse tactile. Le feedback auditif complète l'expérience en fournissant des sons réalistes correspondant aux interactions de l'utilisateur avec les objets virtuels. Ce feedback renforce l'illusion d'immersion et augmente le sentiment de présence¹ dans l'univers virtuel. En combinant ces deux types de feedback, notre approche vise à améliorer de manière significative l'expérience d'interaction dans notre environnement virtuel semi-immersif, et à créer une expérience immersive plus réaliste et engageante, favorisant une interaction naturelle et intuitive avec les entités présentes dans le monde virtuel.

- **Autonomie** La dimension d'autonomie dans la RV englobe la capacité accordée à l'utilisateur d'interagir de manière proactive avec l'environnement virtuel et d'influencer les différents éléments qui le composent. Dans ce contexte, l'utilisateur devient le principal acteur de ce monde virtuel, tenant les commandes de ses propres activités et de ses propres explorations. C'est précisément grâce à cette composante d'autonomie que la RV a trouvé sa place dans le domaine de la rééducation fonctionnelle. En effet, en s'engageant dans des mouvements physiques authentiques, le patient exerce un contrôle direct sur l'environnement virtuel. Cette interaction tangible entre les actions motrices réelles et les réactions virtuelles offre une voie prometteuse pour améliorer la rééducation motrice.

Ainsi, afin de créer une entité dynamique au sein de notre environnement virtuel, nous avons opté pour l'adoption d'un avatar qui représente fidèlement le patient dans l'environnement virtuel. Cet avatar agit comme un reflet des mouvements du patient dans le monde physique, transformant directement les gestes réels en actions virtuelles. Cette représentation incarnée facilite la synchronisation entre les mouvements physiques du patient et les comportements visibles dans le monde virtuel, renforçant ainsi l'immersion et l'engagement du patient dans le processus de rééducation.

- **Simulation avancée** Notre objectif principal est de fournir aux patients une ex-

1. **La présence** est le sentiment authentique d'exister dans un monde autre que le monde physique où notre corps se trouve

périence virtuelle réaliste qui leur permette d'effectuer des AVQs similaires à celles intégrées dans leurs programmes de réadaptation clinique conventionnels. Pour atteindre cet objectif, nous avons accordé une attention particulière à la sélection et à la simulation du scénario des jeux, ainsi qu'à la conception de l'environnement dans lequel ces jeux se déroulent. Dans le but de créer une atmosphère authentique, nous avons soigneusement reproduit les éléments naturels qui la caractérisent dans l'environnement virtuel. Cela permettra aux utilisateurs d'interagir naturellement avec les objets virtuels. Notre priorité est d'assurer une immersion maximale, en garantissant que les actions de l'utilisateur dans le monde virtuel sont reproduites avec la plus grande précision. Pour ce faire, nous avons mis en place une méthode avancée de transfert des mouvements de l'utilisateur du monde réel au monde virtuel en temps réel. Ainsi, les gestes et les mouvements effectués dans la réalité sont fidèlement reflétés et reproduits dans le contexte virtuel. En intégrant des tâches quotidiennes similaires à celles que l'on retrouve dans les protocoles de rééducation clinique conventionnels, notre objectif est de fournir aux utilisateurs un environnement d'apprentissage à la fois efficace et stimulant. Cette approche les aidera à atteindre leurs objectifs de rééducation d'une manière plus engageante et motivante, tout en facilitant le transfert des compétences acquises du monde virtuel au monde réel.

- **Personnalisation adaptative** Lors du développement de notre système d'exergaming, nous nous sommes concentrés sur la "personnalisation adaptative". L'un des aspects clés des jeux vidéo que nous avons pris en compte est la difficulté. En effet, pour accomplir des tâches spécifiques dans les jeux, l'utilisateur doit disposer de certaines capacités motrices pour réussir. Cependant, nous reconnaissons que les patients victimes d'un AVC peuvent avoir des niveaux de compétences motrices différents en raison des séquelles de leur AVC. C'est pourquoi il nous a semblé primordial de personnaliser la difficulté des exercices afin d'offrir à chaque patient des activités adaptées à sa condition motrice spécifique. En adaptant la difficulté des exercices aux capacités individuelles de chaque patient, nous visons à créer une expérience de jeu plus gratifiante et plus motivante. Cette approche permet aux patients de relever des défis adaptés à leur niveau actuel, évitant ainsi toute frustration excessive causée par une difficulté inappropriée. Pour atteindre cet objectif, nous avons imposé des contraintes sur les mouvements du patient, en utilisant les données issues du capteur de mouvement du patient. Cela nous per-

mettra de proposer des tâches qui sont adaptées aux capacités motrices de chaque individu, contribuant ainsi à améliorer leur expérience globale de l'exergame.

- ***Suivi et analyse des performances*** Il est primordial de promouvoir l'autonomie du patient lors d'une séance de rééducation fonctionnelle en utilisant un outil adapté, comme indiqué dans les spécifications cliniques. Toutefois, il est essentiel que le thérapeute puisse suivre attentivement les performances du patient tout au long de la séance. Cela lui permettra d'évaluer les progrès du patient et d'ajuster les protocoles de rééducation en conséquence. Ainsi, en comparant les résultats des différentes séances, le thérapeute peut identifier des tendances de progrès ou de stagnation, ce qui lui permet d'adapter le plan de rééducation de manière personnalisée et efficace. En combinant une plus grande autonomie du patient avec un suivi approfondi des performances, un équilibre optimal est atteint dans la conception de l'outil de rééducation fonctionnelle. Cela facilite le cheminement du patient vers la récupération, tout en fournissant au thérapeute des moyens d'évaluation précieux, favorisant une rééducation plus efficace et améliorant le processus de récupération dans son ensemble. Dans cette optique, nous avons établi des métriques objectives pour évaluer les performances du patient au cours d'une session de jeu. Ces métriques sont enregistrées dans une base de données et stockées de manière permanente, ce qui permet au thérapeute d'y accéder à tout moment.

3.2.4 Choix des composants matériels et logiciels

Après avoir défini les objectifs et les critères à remplir par notre système dans les premières itérations du processus de conception, nous avons entamé le développement en optant pour les composants matériels et logiciels les plus appropriés. Ces choix ont été faits soigneusement pour répondre aux objectifs, tout en respectant les exigences et les conditions techniques et médicales prédéfinies. Nous avons ensuite procédé à l'élaboration des spécifications détaillées du système en étroite collaboration avec les thérapeutes.

Choix des composants matériels

Suite à l'établissement des exigences requises pour notre dispositif, la rééducation fonctionnelle de la main a été définie comme notre objectif principal. Le but de notre travail est de concevoir un outil de rééducation fonctionnelle de la main qui soit également adapté à l'auto-rééducation par la suite. Ainsi, notre ambition était de développer un équipement

peu coûteux, léger et non invasif. Etant donné que notre travail se concentre sur des activités impliquant la main, il est essentiel de pouvoir suivre avec précision les mouvements de celle-ci. Ceci est nécessaire pour permettre à l'utilisateur d'interagir de manière fluide avec les objets virtuels constituant les environnements virtuels des Exergames conçus.

En effet, de nombreuses solutions de RV conçues pour la rééducation fonctionnelle reposent principalement sur l'utilisation de capteurs de mouvement placés sur les membres actifs, permettant de suivre et d'analyser les mouvements impliqués dans les activités périphériques. Cependant, cette approche est quelque peu opaque, puisqu'elle implique le port de dispositifs de détection pour enregistrer les mouvements effectués. Ces capteurs sont souvent encombrants et lourds, ce qui limite la liberté de mouvement de l'utilisateur. Par ailleurs, les systèmes optiques permettent une capture très précise des mouvements mais leur prix peut varier de 15 000 à plus de 250 000\$ (HERNOUX et al. 2013).

Ainsi, afin de réaliser une interaction entre l'utilisateur (le patient), et l'environnement virtuel. Nous avons interrogé la littérature sur les différentes interfaces motrices qui pourraient répondre à nos exigences préalablement définies. Parmi les différentes technologies existantes (Nintendo Wii, Kinect, Gants de données, Leap Motion). La Kinect et le Leap Motion Controller (LMC) ont été sélectionnés car il s'agit de deux capteurs qui ne nécessitent pas de contact avec le patient. Bien que la Kinect se soit révélée prometteuse en tant que dispositif utilisé par de nombreux systèmes de rééducation motrice des membres supérieurs (REIS et al. 2016 ; SEN et al. 2015 ; SOSA, SÁNCHEZ et FRANCO 2015 ; Mengxuan MA, PROFFITT et SKUBIC 2018 ; ALHWARIN, FERREIN et SCHOLL 2014 ; SOSA, SÁNCHEZ et FRANCO 2015 ; RINCON, YAMASAKI et SHIMODA 2016 ; DA GAMA et al. 2012 ; SEO et al. 2016 ; SIN et G. LEE 2013 ; BOWER et al. 2015), ce capteur n'offre pas la possibilité de travailler sur les mouvements fins de la main, qui constituent une partie des mouvements cibles de notre travail, et qui sont nécessaires pour des mouvements efficaces d'atteinte, de saisie ou de manipulation.

Le Leap Motion Controller (LMC), semble être le dispositif le plus puissant et celui qui répond le mieux à nos exigences. L'entraînement basé sur le Leap Motion Controller (LMCBT) est une nouvelle méthode thérapeutique pour la rééducation des membres supérieurs (FERNÁNDEZ-GONZÁLEZ et al. 2019). Cette méthode permet de concevoir des exercices conviviaux qui éliminent le besoin de contact physique entre le patient et l'appareil lors de l'interaction avec l'ordinateur. Ainsi, le système LMC, équipé d'un dispositif de détection de mouvement sans marqueur et peu coûteux, peut suivre les mouvements de la main en temps réel. De nombreuses études ont montré l'efficacité de l'utilisation

du système LMC avec des jeux sérieux spécifiquement conçus pour la rééducation des membres supérieurs (G. POSTOLACHE et al. 2019; PILLAI et al. 2020; SOARES et al. 2017; HOLMES et al. 2016; CORRÊA et al. 2019; PILATÁSIG et al. 2018; MOLDOVAN et al. 2017; K. N. K. FONG et al. 2020; RAKIB et al. 2020; LI et al. 2020; CHA et al. 2021; ALVAREZ-RODRÍGUEZ et al. 2020; PLACIDI et al. 2018; TARAKCI et al. 2020; FERNÁNDEZ-GONZÁLEZ et al. 2019; OÑA, BALAGUER et al. 2018; LOS REYES-GUZMÁN et al. 2021; SOUZA, GONÇALVES et CARBONE 2021; OÑA, CUESTA-GOMEZ et al. 2019; AGUILERA-RUBIO, ALGUACIL-DIEGO et al. 2022).

Le contrôleur Leap Motion© présenté dans la Figure 3.2, est un petit appareil rectangulaire (13 mm × 13 mm × 76 mm) qui pèse 45 g. Il a été dévoilé au public pour la première fois en 2013 (G. POSTOLACHE et al. 2019). Il permet à l'utilisateur d'interagir dans un environnement virtuel sans porter de dispositif. Cet appareil dispose de



FIGURE 3.2 – Le contrôleur Leap Motion, capteur de mouvements de la main.

capteurs optiques et de la lumière infrarouge. Les éléments centraux du dispositif sont trois émetteurs infrarouges (IR) et deux caméras CCD. Le rôle des images infrarouges est de localiser en temps réel les coordonnées des articulations des doigts dans un espace détecté, et les caméras CCD sont utilisées pour l'imagerie de détection de profondeur. Les capteurs sont orientés selon l'axe y - vers le haut lorsque le contrôleur est dans sa position de fonctionnement standard. La zone de fonctionnement du Leap Motion ressemble à une pyramide inversée avec une flèche au centre du dispositif et le champ de vision est de 150 degrés. Dans ce contexte, la plage de collecte la plus appropriée est d'environ 25 à 600 millimètres (1 pouce à 2 pieds) au-dessus du Leap Motion (LI et al. 2020).

Grâce à l'imagerie infrarouge et aux technologies de détection de la profondeur, le

système LMC pourrait fournir un suivi en temps réel des mouvements des doigts et des poignets avec une précision inférieure au millimètre . l'interface de programmation (API) fournie dans le kit de développement du Leap Motion© permet de traiter les images stéréoscopiques issues des deux caméras afin d'en extraire des informations sur les mains visibles. Notamment, la position et l'orientation de la paume, des différentes articulations entre les phalanges et l'extrémité des doigts. Le système LMC utilise un système de coordonnées cartésiennes à droite. L'origine est centrée sur le haut du dispositif.

En suivant les mains et les doigts dans son champ de vision, le système LMC fournit des mises à jour sous la forme d'un ensemble ou d'une trame de données. Chaque objet Frame représentant une trame contient toutes les mains suivies, détaillant leurs propriétés à un moment donné. L'objet Frame est essentiellement la racine du modèle de données Leap Motion. Le modèle de main du contrôleur fournit des informations sur l'identité, la position et d'autres caractéristiques d'une main détectée, le bras auquel la main est attachée et les listes de doigts associés à la main. Le dispositif fonctionne à proximité immédiate avec une grande précision et une fréquence d'images de suivi et signale des positions et des mouvements discrets. Bien que la détection et le suivi fonctionnent mieux lorsque le contrôleur a une vue claire et contrastée de la silhouette d'un objet, le logiciel du système LMC combine les données de ses capteurs avec un modèle interne de la main humaine pour aider à faire face aux conditions de suivi difficiles. Il utilise ce modèle pour fournir un suivi prédictif, même lorsque certaines parties de la main ne sont pas visibles. Ce modèle fournit toujours les positions des cinq doigts de la main. Le logiciel utilise les parties visibles de la main, son modèle interne et les observations passées pour calculer les positions les plus probables des parties qui ne sont pas actuellement visibles. Il fournit également des informations sur chaque doigt de la main. Si tout ou partie d'un doigt n'est pas visible, les caractéristiques du doigt sont estimées à partir d'observations récentes et du modèle anatomique de la main. Les doigts sont identifiés par leur nom de type, c'est-à-dire le pouce, l'index, le majeur, l'annulaire et l'auriculaire.

Choix des composants logiciels

Les environnements virtuels dans lesquelles se déroulent les jeux sérieux ont été mis en œuvre à l'aide du logiciel Unity 3D. Unity 3D est un moteur de jeu multiplateforme développé par Unity Technologies², et utilisé pour le développement de jeux vidéo pour ordinateurs, consoles, appareils mobiles et sites web à l'aide de langages tels que C++,

2. <https://unity.com/fr>

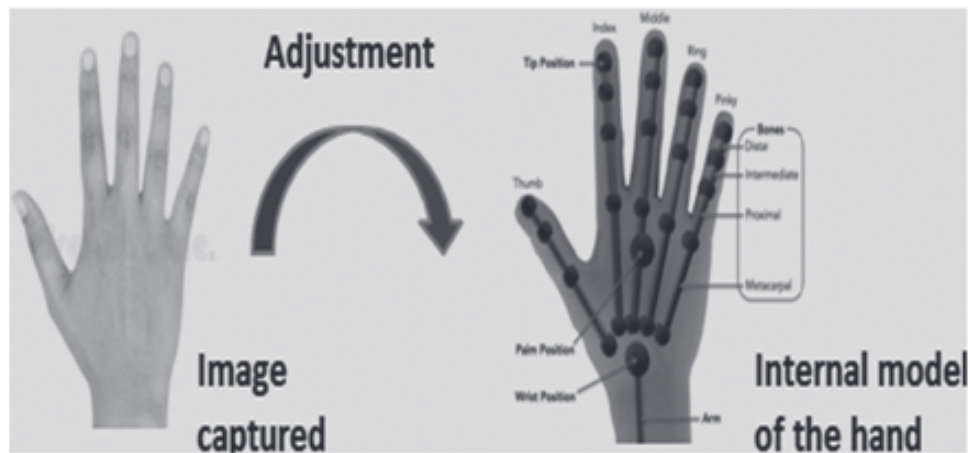


FIGURE 3.3 – Ajustement entre l’image réelle de la main capturée par le LMC et le modèle biomécanique interne de la main (LOS REYES-GUZMÁN et al. 2021) (Reprinted from *NeuroRehabilitation*, vol. 48, no. 3, Ana de Los Reyes-Guzmán, Vicente Lozano-Berrio, María AlvarezRodríguez, Elisa López-Dolado, Silvia Ceruelo-Abajo, Francisco Talavera-Díaz, Angel Gil-Agudo, *RehabHand : Oriented-tasks serious games for upper limb rehabilitation by using Leap Motion Controller and target population in spinal cord injury*, pp. 365–373., Copyright (2021), with permission from IOS Press. The publication is available at IOS Press through <https://doi.org/10.3233/NRE-201598>).

C#, Python, JavaScript, etc. Ce logiciel a été choisi en raison de sa facilité d’utilisation, et de sa capacité à offrir suffisamment de fonctionnalités pour atteindre nos objectifs. Il a également l’avantage d’avoir une grande communauté de développeurs pour nous aider à résoudre les problèmes que nous pourrions rencontrer, ainsi que dans le site officiel du logiciel une documentation très riche est fournie.

Les scripts ont été réalisés par le langage de programmation C#. Le rôle des scripts est de permettre l’interaction entre l’utilisateur (le patient) et l’environnement virtuel. En effet, pour détecter les mouvements de la main de l’utilisateur dans l’environnement réel et les transférer à son avatar dans l’environnement virtuel, nous avons utilisé les scripts qui existent dans les modules fournis par l’API du contrôleur Leap Motion. Il dispose d’un kit de développement logiciel (SDK) complet qui permet la reconstruction de scènes 3D et le suivi des positions des mains et des doigts. Le contrôleur lui-même est accessible et programmé par le biais d’interfaces de programmation d’applications (API), qui prennent en charge différents langages de programmation, tels que C++, Python, Unity, Unreal (G. POSTOLACHE et al. 2019). La position de chaque articulation de la main peut être capturée par le Leap Motion et envoyée à l’ordinateur via un câble USB à 120-200 images par seconde (fps) (LI et al. 2020). Le SDK du LMC fournit les instructions pour obtenir

les vecteurs 3D des positions du poignet, de la paume et des articulations des doigts (voir la Figure 3.4). Dans le cas des articulations des doigts, le SDK du LMC fournit trois vecteurs appelés *'prevjoint'*, *'middlejoint'* et *'nextjoint'* pour chaque phalange de doigt. En ce qui concerne la paume, la documentation du LMC SDK pour C# ne mentionne pas si les os métacarpiens ont été utilisés pour estimer la position de la paume. La position de la paume est donnée par le vecteur *hand.PalmPosition* (AGUILAR-LAZCANO et RECHY-RAMIREZ 2020). Pour mettre en œuvre le module d'adaptation de l'exergame, nous avons

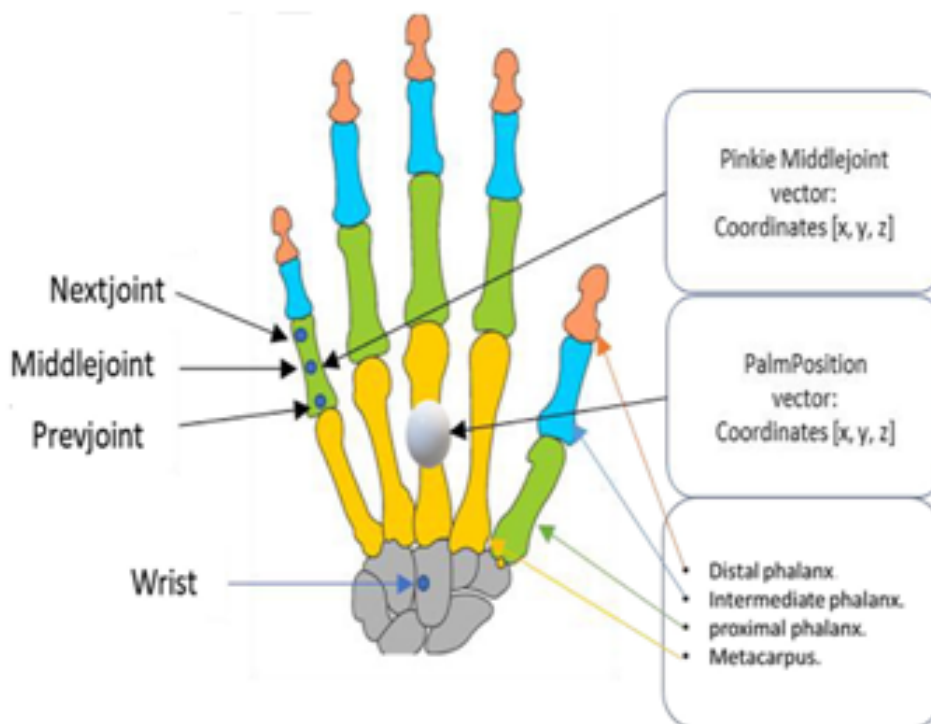


FIGURE 3.4 – Poignet, phalanges et articulations du métacarpien de l'auriculaire détectées par le LMC (AGUILAR-LAZCANO et RECHY-RAMIREZ 2020).

opté pour le langage de programmation Python. Ce choix s'est avéré judicieux, compte tenu de la présence de bibliothèques offrant une grande diversité d'algorithmes dédiés à l'apprentissage automatique.

3.3 L'environnement virtuel

L'environnement virtuel est considéré comme le lieu suggéré par la RV pour accueillir un ou plusieurs utilisateurs et leur permettre d'accomplir certaines tâches avec l'impres-

sion d'être dans un cadre spécifique. IL est représenté par un modèle 3D de données réelles ou imaginaires qu'on peut visualiser et avec lesquelles on peut interagir en temps réel (OURAMDANE, OTMANE et MALLEM 2009). L'environnement virtuel doit être très réaliste pour paraître authentique (WAGNER et al. 2019). Sur la base des spécifications cliniques mentionnées ci-dessus et en accord avec le cadre conceptuel de notre environnement virtuel, nous attachons une grande importance au réalisme et à l'authenticité de l'environnement virtuel de nos exergames basés sur la RV. C'est pourquoi nous avons opté pour un environnement virtuel en forme de bosquet virtuel, offrant une expérience conviviale et immersive. Nous avons porté une attention particulière à la conception de cet environnement afin qu'il soit le plus fidèle possible à l'environnement réel simulé. Notre objectif principal était de créer une simulation immersive et réaliste de cet environnement, afin que l'utilisateur se sente complètement immergé dans cette expérience virtuelle. Pour ce faire, nous avons reproduit de nombreux éléments naturels caractéristiques de cet environnement, en incorporant des éléments naturels tels que des effets de vent et un terrain vert éclatant avec de l'herbe qui se balance. Une grande partie de cet environnement est constituée d'arbres fruitiers, dont certains sont projetés au sol du fait du vent (voir la Figure 3.5). Ce choix de la nature est particulièrement réfléchi, car il encourage les patients à s'impliquer activement dans une activité de récolte de fruits. Cette activité spécifique a été soigneusement sélectionnée pour offrir aux patients une expérience pertinente et significative, tout en étant adaptée à leurs objectifs de rééducation. En participant à l'activité de récolte de fruits dans cet environnement virtuel réaliste, les patients sont amenés à effectuer des mouvements préétablis qui correspondent aux mouvements inclus dans les exercices de rééducation planifiés. Cette approche ludique et engageante est bénéfique pour les patients, car elle les encourage à effectuer des mouvements de manière plus naturelle et plus motivante.

3.4 Rétroactions (Feedbacks)

Notre système basé sur une technologie de RV semi-immersive. Cette approche intègre un capteur de mouvement de la main, évitant tout contact physique direct avec l'utilisateur, ce qui élimine la nécessité d'un retour haptique. Toutefois, pour garantir une expérience d'interaction naturelle et immersive avec l'environnement virtuel, nous avons mis en place deux types de retour d'information distincts. Grâce à ces deux types de retour intégrés, notre système permet une interaction fluide et intuitive avec le monde virtuel,

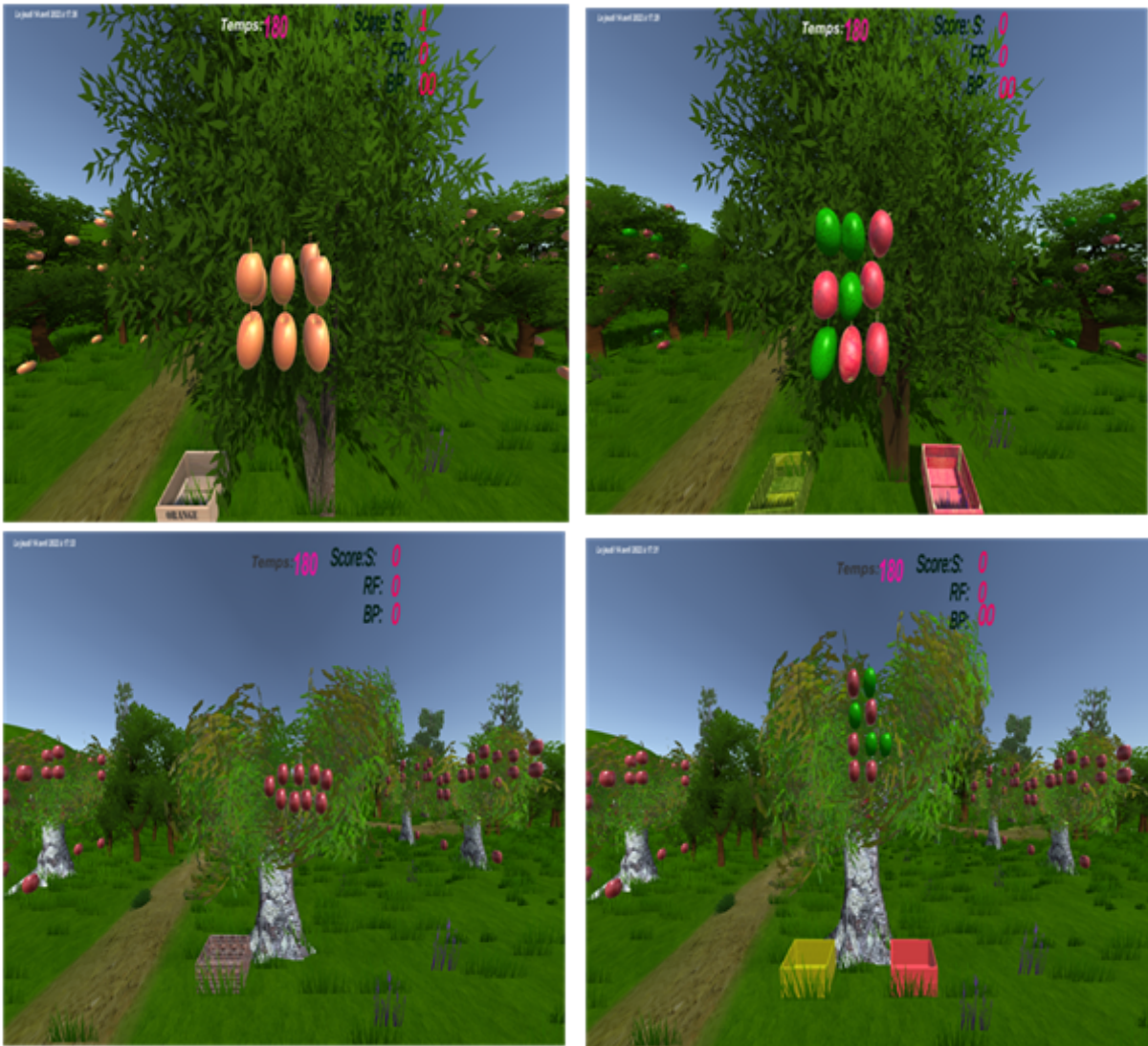


FIGURE 3.5 – Images illustrant les différents environnements virtuels du système.

sans qu'il soit nécessaire d'avoir recours au retour haptique traditionnel. Les utilisateurs peuvent explorer et interagir avec l'EV de manière naturelle.

3.4.1 Feedback intrinsèque

La main est le membre qui interagit directement avec les objets dans l'environnement virtuel, c'est pourquoi nous avons choisi de représenter l'utilisateur dans l'environnement virtuel simplement par sa main. Du fait que les mains des patients ayant subi un AVC sont

souvent déficientes et rétractées, nous avons choisi d’afficher une main virtuelle au lieu de la main réelle du patient. Cela a pour but de donner aux patients une perception plus positive (DAVID, BOUYER et OTMANE 2017). Le feedback intrinsèque est obtenu à l’aide d’un avatar qui se présente sous la forme d’une main virtuelle (voir la Figure 3.6), dont les mouvements sont synchronisés avec les mouvements de la main réelle de l’utilisateur. Cet avatar permet à l’utilisateur de percevoir ses propres mouvements et de pouvoir ainsi se rendre compte de sa performance dans l’environnement virtuel affiché à l’écran.



FIGURE 3.6 – La main virtuelle utilisée dans les exergames (BOUATROUS et al. 2023).

Ainsi, pour créer une représentation virtuelle du patient dans L’EV, un avatar de sa main hémiplegique est utilisé, comme illustré à la Figure 3.7. Le dispositif Leap Motion capture des données en temps réel sur les mouvements et les gestes de la main réelle, qui sont ensuite interprétées et traitées par les classes *HandController* et *Frame*. Ces classes sont chargées d’animer l’avatar de la main, d’extraire les informations essentielles telles que la position, l’orientation et les mouvements des doigts et de les traduire en mouvements correspondants de l’avatar dans l’environnement virtuel.

3.4.2 Feedback extrinsèque

Des études récentes indiquent que l’apprentissage peut être renforcé par des indices visuels et/ou auditifs (FERREIRA et MENEZES 2020). Ainsi, dans notre système, le retour d’information extrinsèque est fourni à l’utilisateur par des indices visuels et auditifs, comme le montre le Tableau 3.1.



FIGURE 3.7 – Représentation de l’avatar de la main dans l’environnement virtuel (BOUATROUS et al. 2023).

TABLE 3.1 – Les feedbacks extrinsèques fournis pour chaque tâche du jeu.

| Tâche | Le feedback correspondant |
|----------|--|
| Pointage | Deux formes d’indices provenant de l’EV, un signal sonore de collision et une indication visuelle remplacent le sens du toucher (retour haptique). Ces signaux informent l’utilisateur lorsque l’objet virtuel a été atteint et lorsque la tâche de pointage est terminée, cette dernière étant signalée par un changement de couleur de l’objet pointé. |
| Réussite | Le feedback visuel (<i>l’apparition d’une récompense en espèces</i>) et le feedback auditif (<i>un son indiquant la réussite</i>) indiquent que la tâche a été accomplie avec succès. |
| Échec | Retour d’information auditif pour indiquer l’échec d’une tâche donnée (<i>un son indiquant un échec</i>) |

3.5 Framework du système

Le système vise principalement la rééducation fonctionnelle de la main. Deux activités ont été sélectionnées, qui peuvent être réalisées en position assise, dans le but de récupérer les capacités motrices de la main. L’une consiste à entraîner un mouvement grossier de la main "*la préhension palmaire*" et l’autre un mouvement fin de la main "*la préhen-*

sion bidigitale". En effet, nous avons convenu de simuler deux exercices cliniques, dans un environnement virtuel attrayant avec des scénarios d'activités virtuelles intuitivement simples. Dans cette optique, nous avons opté pour des activités sous forme de jeux sérieux dont le scénario est la récolte de fruits de différentes tailles pour les deux exercices. Le système consiste en une série de tâches sensorimotrices, impliquant également la composante cognitive, proposées dans le cadre du jeu avec une difficulté hiérarchisée. Ainsi, comme

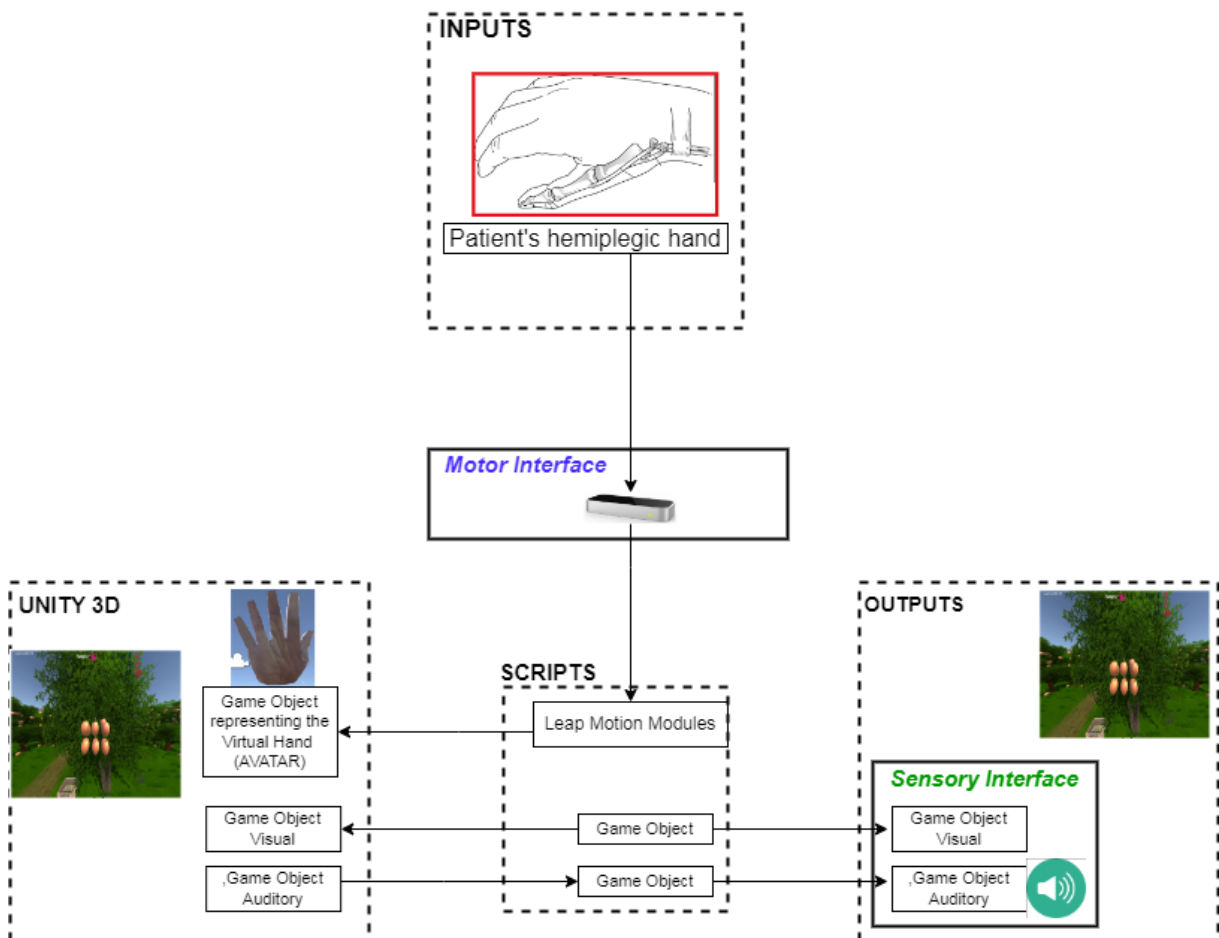


FIGURE 3.8 – Schéma fonctionnel du système interactif.

mentionné ci-dessus, un système interactif d'exergaming a été mis en œuvre à l'aide du logiciel Unity 3D et du dispositif LMC. Ces environnements interactifs et conviviaux ont été créés avec un retour visuel et auditif permettant différents mouvements de la main, et dans lesquels la main du patient est représentée par une main virtuelle, dont les mouvements sont contrôlés par les mouvements de la main réelle du patient dans l'environnement réel. Ces exergames fournissent un retour d'information sur les performances du patient

en temps réel. Cela augmente la participation active et aide à maintenir la motivation du patient tout au long de l'exercice. La Figure 3.8 illustre le schéma général du système interactif.

3.6 Jeux sérieux basés sur la RV (Exergames) pour entraîner Les fonctions de dextérité manuelle

La fonction de dextérité manuelle réfère à la préhension, la manipulation et au relâchement des objets. Selon (MENVIEL 2019), lors de l'exécution d'une tâche, d'une activité ou d'une occupation, trois facteurs en interaction entrent en jeu : (1) *la performance occupationnelle*; qui est définie comme la manière dont une activité est réalisée. C'est en analysant la situation que la personne va adapter l'activité ou l'environnement dans lequel elle l'exerce pour optimiser sa performance. Elle est dépendante de la motivation de la personne, sans motivation et engagement de la personne, il n'y a pas de performance. (2) *L'engagement*; est défini comme le sentiment de participer à une activité, d'être engagé pour la durée de l'activité. L'engagement a un impact bénéfique sur la performance car la personne est impliquée dans la réalisation de l'activité et peut faire des efforts si nécessaire. (3) *La participation*. Ces trois facteurs ont été soigneusement pris en compte dans la conception de notre système.

En effet, la sélection de mouvements appropriés pour le programme d'exercice des personnes handicapées dans la RV est cruciale pour s'assurer qu'elles s'engagent dans des activités d'exercice bénéfiques (EISAPOUR, CAO et BOGER 2020). Les exercices gamifiés aident l'utilisateur à entraîner des compétences complexes nécessaires aux activités quotidiennes qui sollicitent les mêmes mouvements. Ainsi, (MENVIEL 2019) a affirmé qu'une activité signifiante est liée aux valeurs et à la culture de la personne, et que l'ergothérapeute doit s'assurer que l'activité proposée est signifiante pour la personne et que celle-ci est suffisamment engagée pour réapprendre à réaliser l'activité. Dans cette perspective, nous estimons qu'une activité habituelle susceptible de figurer dans les activités quotidiennes des individus pourrait être une activité signifiante et engageante pour eux. Par conséquent, dans le cadre des jeux sérieux basés sur la RV que nous avons conçus, un environnement représentant un bosquet virtuel a été choisi, qui constitue un environnement convivial. La conception de cet environnement a été réalisée avec une grande attention. L'environnement est composé d'un ensemble d'arbres fruitiers. Dans lequel l'utilisateur est encouragé à réaliser une activité de récolte de fruits, afin d'effectuer les mouvements

prédéfinis. La sélection de l'activité a été faite avec soin, afin de fournir aux patients une activité pertinente et signifiante. Nous avons estimé que l'activité de récolte de fruits représente une activité signifiante, indépendante des facteurs externes tels que le sexe, la classe, la caste, la race, la religion, l'éducation, la pauvreté, l'ethnie, l'âge, la culture, la situation géographique, etc. (MENVIEL 2019) et tout autre facteur susceptible de limiter le choix des activités à proposer aux patients.

3.6.1 Exergame pour entraîner la dextérité grossière (la préhension palmaire)

La dextérité grossière permet la manipulation efficace d'objets plus gros par l'ensemble de la main, joue un rôle crucial dans diverses activités quotidiennes et professionnelles. Pour entraîner cette habileté motrice, nous avons conçu un Exergame simulant deux exercices cliniquement prouvés et réputés, pour améliorer les mouvements de flexion des doigts et la coordination main-doigt. Ces deux exercices sont axés sur le renforcement de la préhension palmaire.

Le premier exercice clinique consiste à manipuler une balle positionnée dans la paume de la main, dans le but de la saisir en utilisant principalement les doigts. L'essence de ce mouvement est de générer une pression interne, dirigée vers le centre de la paume, plutôt qu'une simple prise globale. Cette approche favorise un contrôle plus précis des doigts et encourage la prise de conscience de la répartition de la pression sur toute la surface interne de la main. En engageant spécifiquement les muscles associés à la flexion des doigts, cet exercice cible la dextérité grossière tout en développant la coordination entre les doigts et la main. (voir la Figure 3.9 à gauche), et le second exercice clinique consiste à utiliser de la pâte à modeler. Dans cet exercice, le patient saisit fermement la pâte à modeler et exerce une pression avec les doigts, en la pressant contre la paume de la main. Cette action stimule les muscles responsables de la flexion des doigts, ce qui renforce la coordination entre ces muscles et favorise un meilleur contrôle des mouvements. (voir la Figure 3.9 à droite).

Dans le jeu VR, le patient s'immerge partiellement dans un environnement virtuel représentant un bosquet virtuel, et composé d'un ensemble d'arbres fruitiers, chacun abritant des fruits de taille modérée tels que des oranges et des pommes. Ces fruits sont conçus pour correspondre à la taille d'une main humaine, et sont similaires à la balle utilisée dans l'exercice clinique (voir la Figure 3.10). Dans cet environnement, le patient est invité à

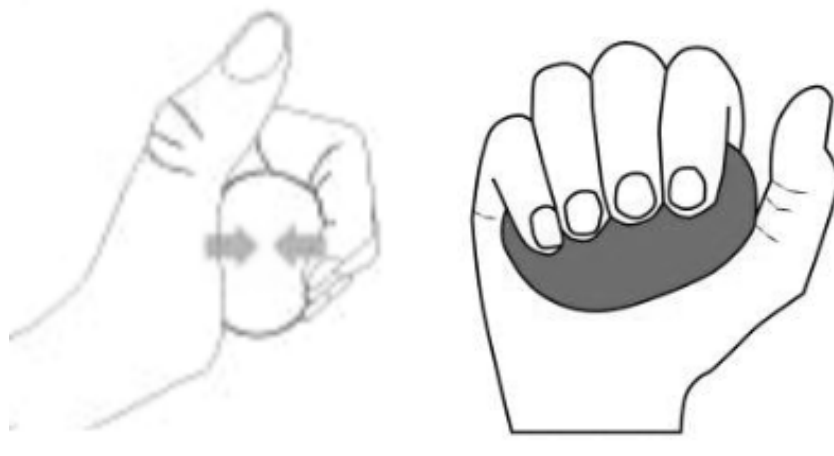


FIGURE 3.9 – Images illustrant les deux exercices cliniques de la préhension palmaire. À gauche, L'exercice utilisant la balle. À droite, L'exercice utilisant la pâte à modeler.

cueillir les fruits en effectuant des mouvements de flexion des doigts qui ressemblent à ceux requis dans les exercices cliniques simulés. Bien que l'activité conçue soit restreinte à la simulation de la préhension palmaire, il est essentiel qu'elle reproduise fidèlement l'activité réelle dont elle est inspirée, afin de s'en rapprocher le plus possible. Ainsi, afin d'accroître le réalisme de cette activité, nous avons ajouté à l'ensemble des mouvements évoqués par l'exercice un ensemble de tâches sensori-motrices nécessaires pour réaliser l'activité de manière naturelle. Pour réussir le jeu, le patient doit accomplir les tâches suivantes :

- **Une tâche de pointage** Parmi les tâches les plus couramment utilisées en clinique pour la rééducation motrice du membre supérieur, les tâches de pointage vers une cible avec ou sans saisie d'objets. Dans le jeu VR cette tâche consiste à déplacer la main vers le fruit et à le pointer avec la paume de la main, afin de pouvoir le saisir ultérieurement (voir la Figure 3.11).
- **Une tâche de saisie** Consiste en un mouvement de flexion des doigts pour fermer la main, en rapprochant les doigts de la paume, afin de ramasser le fruit sur lequel il a pointé en le saisissant dans la main. Ainsi, une fois effectués les mouvements de flexion de tous les doigts concernés, le fruit est placé dans la paume de la main, ce qui donne l'impression que le fruit se trouve dans la main entre la paume et les doigts (voir la Figure 3.12).
- **Une tâche de dépôt** Consiste en un mouvement d'extension des doigts pour



FIGURE 3.10 – L'environnement virtuel du jeu sérieux simulant l'exercice de la préhension palmaire.



FIGURE 3.11 – Illustration de la tâche de pointage pour l'Exergame de la préhension palmaire.



FIGURE 3.12 – Illustration de la tâche de saisie pour l’Exergame de la préhension palmaire.

ouvrir la main, en éloignant les doigts de la paume, afin de placer le fruit dans un panier, en le libérant de la main. Ainsi, une fois que les mouvements d’extension de tous les doigts concernés ont été effectués, le fruit est placé dans le panier, comme si l’utilisateur l’y avait déposé (voir la Figure 3.13).



FIGURE 3.13 – Illustration de la tâche de dépôt pour l’Exergame de la préhension palmaire.

3.6.2 Exergame pour entraîner la dextérité fine (la préhension bidigitale)

La dextérité fine permet la manipulation rapide ou précise de petits objets entre les doigts, joue un rôle crucial dans diverses activités quotidiennes et professionnelles. Pour entraîner cette habileté motrice, nous avons conçu un Exergame simulant deux exercices cliniquement prouvés et réputés, pour entraîner la préhension bidigitale, en effectuant un mouvement de pincement entre le pouce et l'index, afin que le patient puisse être entraîné à saisir des objets petits et fins. Il s'agit d'une simulation de deux exercices cliniques différents. Le premier consiste en un pincement d'opposition terminal, qui est le plus fin et le plus précis, puisque le pouce et l'index s'opposent par l'extrémité de leur pulpe. Cette pince permet d'attraper des objets très fins comme des aiguilles (voir la Figure 3.14 à gauche). Le second exercice, est la pince par opposition sub-terminale, qui est le mode le plus courant. Dans ce mode de préhension, le pouce et l'index s'opposent l'un à l'autre par la face palmaire de l'extrémité des doigts, ce qui permet de saisir un crayon ou une feuille de papier (voir la figure 3.14 à droite).

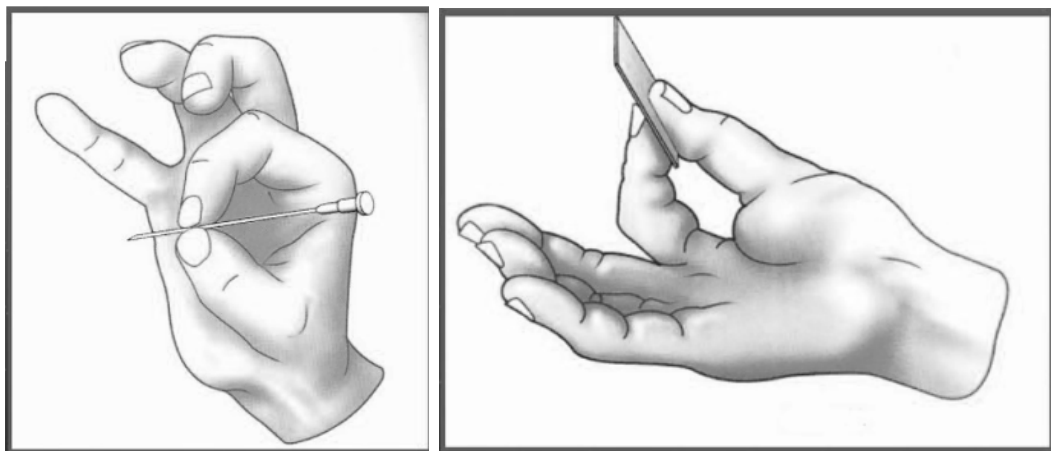


FIGURE 3.14 – Images illustrant les deux exercices cliniques de la la préhension bidigitale. À gauche, L'exercice de pincement d'opposition terminal. À droite, L'exercice de la pince par opposition sub-terminale.

Dans le jeu VR, le patient est partiellement immergé dans un environnement virtuel représentant un bosquet virtuel, et composé d'un ensemble d'arbres fruitiers, dont les fruits sont de taille relativement petite (cerises par exemple)(voir la Figure 3.15). Dans cet environnement, le patient est sollicité pour cueillir les fruits, en effectuant des mouvements de pincement qui ressemblent aux mouvements évoqués dans les exercices cliniques

simulés. Afin de rendre l'activité significative pour le patient, et de donner du réalisme



FIGURE 3.15 – L'environnement virtuel du jeu sérieux simulant l'exercice de la préhension bidigitale.

à cette activité, nous avons ajouté à l'ensemble des mouvements évoqués par l'exercice un ensemble de tâches sensori-motrices nécessaires pour réaliser l'activité de façon naturelle, il s'agit en fait du même ensemble de tâches défini pour le jeu simulant l'exercice de préhension palmaire. Pour réussir le jeu, le patient doit accomplir les tâches suivantes :

- **Une tâche de pointage** Consiste à déplacer la main vers le fruit et à le pointer avec l'index, afin de pouvoir ensuite le ramasser (voir la Figure 3.16).
- **Une tâche de saisie** Consiste à effectuer un mouvement de pincement, en rapprochant le plus possible les deux doigts, le pouce et l'index, dans le but de saisir le fruit pointé par l'index, en le pinçant entre les deux doigts concernés. Une fois le mouvement de pincement effectué, le fruit est placé sur le pouce de la main, donnant l'impression que le fruit est situé entre le pouce et l'index de la main (voir la Figure 3.17).
- **Une tâche de dépôt** Consiste à éloigner le pouce et l'index l'un de l'autre, afin de déposer le fruit qui se trouve entre les deux doigts dans un panier en le libérant des deux doigts concernés (voir la Figure 3.18).



FIGURE 3.16 – Illustration de la tâche de pointage pour l'Exergame de la préhension bidigitale.



FIGURE 3.17 – Illustration de la tâche de saisie pour l'Exergame de la préhension bidigitale.

3.7 Jeux sérieux basés sur la RV (Exergames) pour entraîner la double fonction motrice et cognitive

Une partie fondamentale de la rééducation après un AVC, est le réapprentissage cognitif (MOZELIUS, AHMAD et AHLIN 2020). L'un des critères fondamentaux lors de la

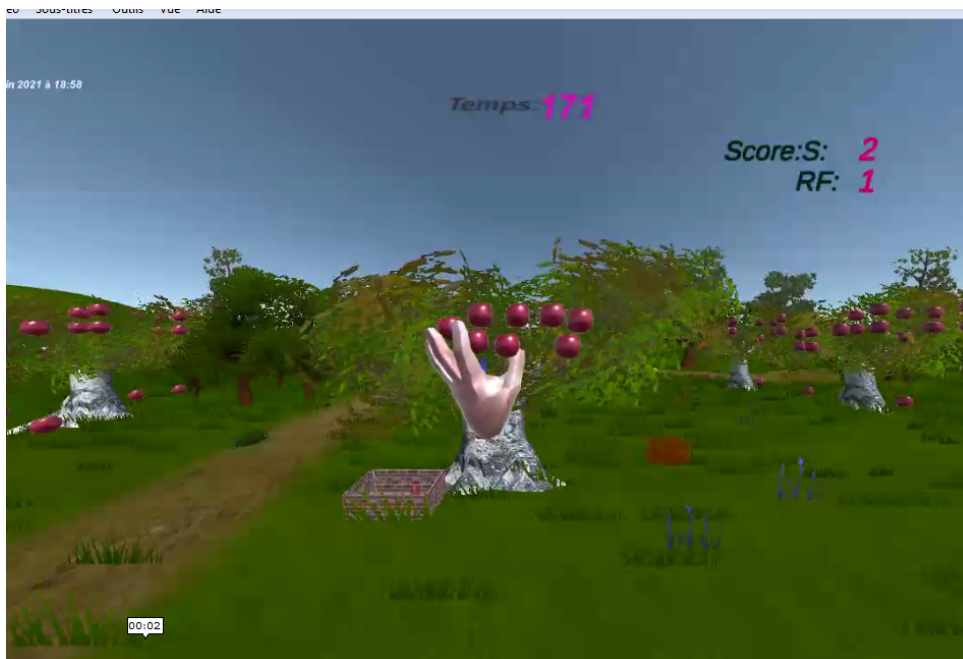


FIGURE 3.18 – Illustration de la tâche de dépôt pour l’Exergame de la préhension bidigitale.

conception d’un système de rééducation fonctionnelle pour les patients ayant subi un AVC est la prise en compte des troubles cognitifs, qui sont fréquemment associés aux troubles moteurs. C’est pourquoi nous avons intégré dans notre système des tâches simultanées impliquant à la fois des compétences motrices et cognitives. Ainsi, chaque niveau du jeu comporte deux versions distinctes. La première se concentre exclusivement sur l’entraînement des fonctions motrices, tandis que la seconde implique la réalisation simultanée des tâches motrices et cognitives.

En effet, afin de maintenir la convivialité du système pour les patients, nous avons choisi de restreindre l’entraînement à deux fonctions cognitives spécifiques. Le choix s’est donc porté sur deux fonctions ayant un impact sur les aspects cognitifs, à savoir l’attention, et la vitesse de traitement.

3.7.1 Modélisation de la fonction de l’attention

En raison des lésions cérébrales, les déficiences cognitives peuvent également causer des problèmes tels que le déficit d’attention (MOZELIUS, AHMAD et AHLIN 2020). (SORITA 2013) a défini l’attention comme la capacité de sélectionner une partie des stimuli environnementaux, ou comme une capacité qui permet l’accès conscient au contenu de notre

mémoire, et l'attention sélective nous aide à nous focaliser sur un stimulus environnemental particulier, ce qui permet de le traiter profondément et donc de l'identifier et de le reconnaître.

Dans notre système, nous nous sommes concentrés sur l'attention sélective. Pour incorporer l'entraînement de cette fonction à l'aide des exergames, nous avons opté pour une approche qui consiste à placer précisément les objets dans leurs positions appropriées. Cette méthode repose sur la capacité du patient à distinguer les objets en fonction de leurs couleurs, une compétence essentielle pour un placement correct. Ainsi, dans la version du jeu impliquant des tâches motrices et cognitives simultanées, le patient se voit proposer différentes couleurs, comme illustré dans la Figure 3.19. Le jeu introduit alors une nouvelle

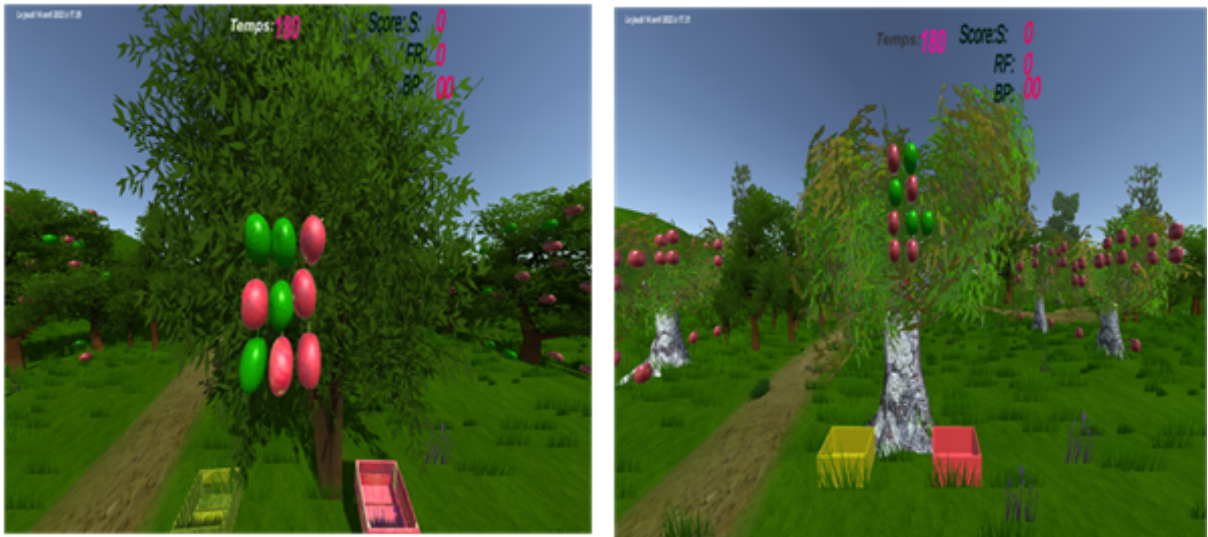


FIGURE 3.19 – Images illustrant les différents environnements virtuels des Exergames entraînant la double fonction motrice et cognitive.

dimension de défi, qui va au-delà de la simple récolte de fruits. Désormais, le patient doit non seulement être capable de récolter un fruit, mais aussi de distinguer les différentes couleurs présentées à l'écran et de placer chaque fruit à l'endroit qui lui correspond en termes de couleur. Par exemple, le patient doit déposer les pommes vertes dans le panier vert et les pommes rouges dans le panier rouge. Cette augmentation de la complexité de la tâche sollicite davantage les capacités cognitives du patient, stimulant la différenciation visuelle et la capacité d'organiser et d'exécuter des actions selon des critères précis.

3.7.2 Modélisation de la fonction de la vitesse de traitement

Cette fonction a été intégrée dans les deux versions du jeu (celle entraînant la fonction motrice et celle impliquant la double tâche motrice/cognitive). La fonction de vitesse de traitement se manifeste par un mécanisme particulier utilisé dans les jeux. Ces jeux intègrent un élément crucial en utilisant un chronomètre préétabli (voir la Figure 3.20). Pendant ce laps de temps prédéfini, le patient est chargé de récolter tous les fruits visuellement présents sur un arbre affiché à l'écran.

Ce processus met en évidence la capacité du patient à accomplir rapidement les tâches qui lui sont confiées. L'introduction d'une durée spécifique déterminée par le thérapeute, ajoute une dimension de défi temporel, exigeant une exécution rapide et efficace pour collecter les éléments cibles. La tâche complexe de collecter des fruits dans un temps limité peut potentiellement refléter les capacités cognitives du patient en termes de traitement visuel et de coordination motrice.



FIGURE 3.20 – Images montrant le chronomètre . À gauche au début du jeu. À droite à la fin du jeu.

3.8 Évaluation des performances du patient pendant le jeu

L'évaluation des capacités motrices des patients lors des séances de rééducation a pour objectif de quantifier l'étendue des capacités du patient à un instant "t". Son but principal est l'analyse : l'étude de la précision des mouvements, de leur amplitude, de leur force et des stratégies de compensations. Cette évaluation est généralement basée sur des observations visuelles. "*Peu voire aucune information objective et quantifiable*

sur la réalisation des exercices n'est recueillie lors des séances cliniques de rééducation fonctionnelle utilisant les protocoles classiques de rééducation. Ainsi, des informations potentiellement cruciales sur les capacités motrices des patients ne sont pas mesurées" (BOBIN 2018).

Pour surmonter ce problème, et afin de quantifier la performance du patient dans les exergames proposés, nous avons considéré la mesure de certains paramètres pendant le jeu. En effet, lors d'une séance de rééducation fonctionnelle utilisant notre dispositif, le patient effectue ses exercices de rééducation tout en jouant au jeu. De manière transparente et en arrière-plan, différents paramètres sont calculés et stockés dans le profil du patient au sein de la base de données du système. Ces paramètres peuvent ensuite être utilisés pour évaluer les performances du patient au cours de la session. En comparant les données enregistrées à la fin de chaque séance, le thérapeute peut alors évaluer les progrès du patient d'une séance à l'autre.

À cette fin, nous avons défini deux catégories de paramètres à mesurer pendant le jeu. Ces paramètres ont été élaborés en étroite collaboration avec les thérapeutes. Le premier type de paramètres comprend ceux associés aux scénarios du jeu, inspirés des paramètres couramment utilisés dans les jeux vidéo en général. Le second type de paramètres concerne les mouvements effectués par le patient et ses capacités motrices.

3.8.1 Paramètres relatifs aux jeux

1. **Temps** Le temps investi par le joueur dans l'accomplissement des objectifs du jeu est un élément clé qui peut fournir des indications sur la performance d'un utilisateur dans un jeu de RV. De cette mesure, nous pouvons déduire des informations telles que la vitesse des actions du joueur. Dans les jeux que nous avons conçus, nous encourageons le joueur à effectuer trois tâches principales : pointer, saisir et laisser tomber des objets. En réponse aux recommandations des thérapeutes, nous avons identifié trois variantes temporelles à mesurer, qui sont décrites dans le Tableau 3.2, en plus du temps total nécessaire pour terminer le jeu. Cette métrique peut être exploitée pour évaluer la performance des utilisateurs dans les jeux d'exercice en termes de vitesse et de fluidité de leurs mouvements.
2. **Distance parcourue** Dans les exergames proposés, pour réaliser une action de récolte de fruit, le patient doit déplacer sa main dans l'environnement virtuel,

TABLE 3.2 – Description des différentes variantes de temps mesurées pendant le jeu

| Temps | Description |
|----------------------------------|--|
| <i>Temps d'initiation</i> | Il s'agit du temps qui s'écoule entre le déclenchement d'une action de récolte du fruit et l'accomplissement de la tâche de saisie. |
| <i>Temps de maintien</i> | Il s'agit du temps pendant lequel l'objet est maintenu dans la main (dans le cas de l'exercice de préhension palmaire) ou entre le pouce et l'index de la main (dans le cas de l'exercice de préhension bidigitale). |
| <i>Temps d'exécution</i> | C'est le temps qui s'écoule entre le déclenchement de l'action de récolte du fruit et l'achèvement de la tâche de dépôt du fruit. |

pour pointer l'objet, mais aussi pour le déposer dans le panier après l'avoir pris en main. Ainsi, la distance parcourue par la main pour récolter un fruit est un paramètre important à mesurer afin de déterminer la difficulté de la tâche et de pouvoir attribuer une récompense en fonction de l'effort fourni pour réaliser la tâche en question. Dans notre système, la distance parcourue est déterminée par le nombre de positions prises par la main entre le début et la fin de la tâche.

3. ***Récompense*** Afin de maintenir la motivation des patients pendant le jeu et de stimuler leur envie de progresser, nous avons intégré un des éléments clés des jeux vidéo : la récompense. Pour chaque succès, le patient reçoit une récompense sous forme de pièces de monnaie qui apparaissent dans l'environnement virtuel. Le nombre de pièces attribuées en cas de succès est déterminé par la distance parcourue par la main pour accomplir la récolte.
4. ***Précision de la tâche*** Dans la version du jeu qui entraîne la fonction motrice, la précision de la tâche n'est pas prise en compte, en revanche, dans la seconde version, qui entraîne la double tâche motrice et cognitive, ce paramètre est pris en compte, car il ne suffit pas d'être capable de prendre l'objet et de le poser pour effectuer correctement une activité de récolte de fruits, mais il faut aussi le poser à la bonne place. La précision de la tâche est déterminée par le nombre de fruits placés correctement. Ce paramètre peut donc fournir des informations sur le niveau d'attention du patient.
5. ***Nombre de tentatives*** Pour chaque fruit dans la scène, nous comptons le nombre de tentatives pour le saisir et le nombre de tentatives pour le poser après

l'avoir saisi, de la manière suivante :

- *Le nombre de tentatives de saisie* : Après avoir pointé le fruit, chaque tentative de fermeture de la main sans pouvoir saisir le fruit est une tentative de saisie.
- *Le nombre de tentatives de dépôt* : Lorsque le fruit est placé entre les parties appropriées de la main, chaque tentative d'ouverture de la main pour libérer l'objet sans y parvenir est comptée comme une tentative de dépôt.

3.8.2 Paramètres mesurant la dextérité manuelle de la main

L'évaluation de la fonction de la main est une partie importante du processus de réhabilitation de la main. Il serait donc important de fournir un système qui intègre à la fois "le traitement et l'évaluation" (LI et al. 2020). L'évaluation de la fonction motrice permet d'ajuster les plans de rééducation en fonction du niveau des capacités motrices du patient et d'évaluer les progrès réalisés au cours du processus de rééducation. Traditionnellement, lors des séances cliniques de rééducation fonctionnelle, l'évaluation de la motricité ou de la dextérité manuelle du patient est souvent réalisée de manière subjective par les thérapeutes, ce qui constitue une des limites de ces protocoles. Dans notre travail, nous avons introduit un système de mesure spécifique à l'évaluation de la dextérité manuelle pour les exergames conçus. L'objectif était d'évaluer objectivement et quantitativement les performances du patient pendant le jeu. Cette approche vise à attribuer à chaque patient un exercice adapté à son niveau de motricité, en tenant compte des mouvements requis pour accomplir les tâches demandées dans le jeu. La disponibilité d'une mesure quantitative de cette compétence est essentielle pour s'assurer que les exercices proposés sont adaptés au niveau de motricité de l'individu. Ainsi, ces mesures ont été développées en étroite collaboration avec les thérapeutes, en élaborant pour chaque exergame un modèle décrivant la compétence motrice spécifique requise. Ce modèle est basé sur la distance entre les différentes articulations impliquées dans le jeu, nécessaire pour atteindre l'objectif final de l'exergame.

En effet, le SDK du LMC fournit des instructions pour obtenir des informations de position et d'orientation du bout des doigts et de la paume sous forme de vecteurs de position 3D (SOUZA, GONÇALVES et CARBONE 2021). Lorsque la main de l'utilisateur se trouve dans la zone de capture au-dessus du Leap motion, le système d'évaluation peut capturer les points clés de la main, puis construire automatiquement un modèle 3D de la main (voir la Figure 3.4)

En utilisant les informations vectorielles 3D de la position de la paume et des doigts

de la main. Nous avons calculé les paramètres de mouvement de la main (ROM) comme suit :

Amplitude du Mouvement de la Main (Capacité d'Ouverture/Fermeture de la Main)

Cette capacité est connue sous le nom d'amplitude de mouvement de la main (ROM). Elle est déterminée par la capacité d'ouvrir et de fermer la main lors de mouvements de préhension palmaire, ainsi que par la capacité de rapprocher et d'éloigner les doigts, en particulier le pouce et l'index, lors de l'exercice de préhension bidigitale.

1. **Exergame de la préhension palmaire** Dans cet exergame, la ROM est mesurée en fonction de la distance entre les extrémités des quatre doigts (index, majeur, annulaire et auriculaire) et la paume. Pour chaque doigt, la distance euclidienne entre la phalange distale du doigt concerné et la paume (voir la Figure 3.4), est calculée à l'aide de l'Équation 3.1.

Ainsi, deux vecteurs (V_P et V_{Dp_D}) qui correspondent aux positions de la paume et de l'articulation osseuse Distalphalanx du doigt (D) en question, respectivement) ont été utilisés pour calculer la distance euclidienne. Chaque vecteur a trois composantes (x, y, z).

$$D(V_P; V_{Dp_D}) = \sqrt{(V_{Dp_D}.x - V_P.x)^2 + (V_{Dp_D}.y - V_P.y)^2 + (V_{Dp_D}.z - V_P.z)^2} \quad (3.1)$$

2. **Exergame de préhension bidigitale** Dans cet exergame, la ROM est calculée en fonction de la distance entre l'index et le pouce. Comme dans l'exergame précédent, nous calculons la distance euclidienne entre la phalange distale du pouce et la phalange distale de l'index (voir la Figure 3.4) en utilisant l'Équation 3.2.

Ainsi, deux vecteurs (V_{Dp_P} et V_{Dp_I}) qui correspondent aux positions de l'articulation osseuse Distalphalanx du pouce et celle de l'index, respectivement) ont été utilisés pour calculer la distance euclidienne. Chaque vecteur a trois composantes (x, y, z).

$$D(V_{Dp_P}; V_{Dp_I}) = \sqrt{(V_{Dp_I}.x - V_{Dp_P}.x)^2 + (V_{Dp_I}.y - V_{Dp_P}.y)^2 + (V_{Dp_I}.z - V_{Dp_P}.z)^2} \quad (3.2)$$

Amplitude du Mouvement des Doigts (Flexion/Extension des Doigts)

Étant donné que les activités impliquées dans l'exergame de préhension palmaire nécessitent des mouvements de flexion/extension des doigts, un autre aspect du mouvement

de la main, axé spécifiquement sur les mouvements des doigts, a été pris en considération. Cet aspect concerne l'angle de flexion et d'extension des doigts et n'est pris en compte que dans le cadre de l'exergame de préhension palmaire. Il concerne quatre mouvements des doigts : flexion de l'index, flexion du majeur, flexion de l'annulaire et flexion de l'auriculaire. Les quatre mouvements des doigts ont été déterminés en estimant la position angulaire de chaque doigt.

Ainsi, pour mesurer la position angulaire de chaque doigt. Deux vecteurs ($V_{Metacarpus_{Doigt}}$ et $V_{ProximalPhalanx_{Doigt}}$) qui correspondent respectivement aux positions de l'articulation médiane du métacarpien et de l'articulation médiane de la phalange proximale du doigt en question (voir la Figure 3.4), ont été utilisés. Chaque vecteur a trois composantes (x, y, z). Pour calculer l'angle de flexion des quatre doigts à l'exception du pouce, nous avons utilisé le plan YZ , en employant l'Équation 3.4.

$$Vector3 \ Direction = V_{Metacarpus_{Doigt}} - V_{ProximalPhalanx_{Doigt}} \quad (3.3)$$

$$\angle Flexion_{Doigt} = -1 * Mathf.Atan(Direction.z; Direction.y) * Mathf.Rad2Deg \quad (3.4)$$

3.9 Difficulté adaptative des Exergames

L'objectif des jeux de rééducation est d'optimiser les résultats de l'entraînement des patients tout en maintenant leur engagement lors des séances thérapeutiques. Dans cette optique, le défi posé par ces jeux réside dans le niveau d'effort physique que les patients doivent fournir pour atteindre les objectifs du jeu. Afin de favoriser la récupération fonctionnelle du patient, il est crucial que cet effort soit maximisé. Ainsi, Un jeu qui s'ajuste et se complexifie en réponse au patient apporterait de plus grands bénéfices thérapeutiques que le simple fait d'ajuster arbitrairement sa difficulté. Cette dernière approche est souvent mise en œuvre dans les jeux sous la forme d'une progression linéaire à travers différents "niveaux" de difficulté (PALANIAPPAN et DUERSTOCK 2018). Pour maintenir la motivation des patients et les encourager à persévérer dans leur amélioration, il est essentiel d'adapter les éléments du jeu en fonction de leurs capacités motrices (STANICA et al. 2020). Par conséquent, la difficulté des tâches doit être définie de manière appropriée, en évitant à la fois qu'elles soient excessivement faciles et ennuyeuses, ou excessivement difficiles et décourageantes pour les patients (DAVID 2019). Pour y parvenir, nous avons procédé comme suit :

3.9.1 Modélisation de la difficulté

L'un des facteurs clés des jeux vidéo est le niveau de difficulté. Dans notre système d'exergaming, cet aspect a été conçu non seulement dans le contexte du scénario du jeu, mais aussi en fonction de spécifications cliniques issues du domaine de l'ergothérapie. Dans le processus d'ergothérapie, les exigences environnementales sont progressivement augmentées pour améliorer le niveau fonctionnel de la personne. Tout d'abord, il est nécessaire de déterminer le "bon défi", qui sera le plus approprié pour le développement de l'intérêt et de la technique de l'individu. Le "bon défi" se définit comme la tâche dans laquelle le patient perçoit une difficulté, supportable et surmontable, favorisant ainsi sa compétence, tout en lui donnant un sentiment d'autonomie. Sa performance augmente par la réalisation progressive de tâches et d'activités de plus en plus difficiles (MENVIEL 2019).

Selon (LEVIEUX 2011), dans le contexte des jeux vidéo, la difficulté a été définie comme la quantité d'effort que le joueur doit investir pour atteindre son objectif. Cette définition donne une bonne intuition de la notion de difficulté. Cependant, afin d'établir une mesure correcte de la difficulté, il est important de détailler précisément les différentes variables qui conditionnent cet effort. Il est ensuite nécessaire d'identifier précisément les différentes relations entre ces variables, ainsi que les variables que nous pouvons effectivement mesurer. Si certaines variables ne nous sont pas accessibles, nous devons prévoir un ensemble de règles nous permettant de les contraindre et ainsi pouvoir réaliser notre mesure.

Ainsi, dans notre système, afin de rendre la difficulté très personnalisée par rapport aux compétences de chaque individu, nous avons établi des variables qui conditionnent l'effort qu'ils fournissent, en fonction des métriques réalisées sur leur dextérité manuelle. De cette manière, les éléments du jeu seront parfaitement appropriés à chaque patient. Nous avons donc conditionné l'effort fourni par le patient pour les deux tâches principales des jeux, qui sont : (1) *la saisie d'un objet* et (2) *la libération de l'objet*.

En effet, Comme mentionné ci-dessus, le système évalue les capacités motrices du patient à chaque instant " t " pendant la session de jeu. Pour effectuer une tâche spécifique, les capacités motrices du patient sont comparées à des seuils préalablement établis. Si les contraintes sur l'effort du patient pour réaliser la tâche sont satisfaites, il est autorisé à la réaliser.

Contraintes établies pour l'exercice de la préhension palmaire

Pour cet exercice, nous considérons les mouvements des quatre doigts (*index, majeur, annulaire et auriculaire*) se dirigeant depuis et vers la paume de la main, ce qui signifie que nous établissons huit variables conditionnant l'effort fourni par le patient pour chaque tâche spécifique à savoir :

- La distance entre l'extrémité de l'index et la paume de la main : $D(V_P; V_{Dp_{Index}})$.
- Un seuil relatif à la distance entre l'extrémité de l'index et la paume de la main.
- La distance entre l'extrémité du majeur et la paume de la main : $D(V_P; V_{Dp_{Majeur}})$.
- Un seuil relatif à la distance entre l'extrémité du majeur et la paume de la main.
- La distance entre l'extrémité de l'annulaire et la paume de la main : $D(V_P; V_{Dp_{Annulaire}})$.
- Un seuil relatif à la distance entre l'extrémité de l'annulaire et la paume de la main.
- La distance entre l'extrémité de l'auriculaire et la paume de la main : $D(V_P; V_{Dp_{Auriculaire}})$.
- Un seuil relatif à la distance entre l'extrémité de l'auriculaire et la paume de la main.

Ainsi, pour chaque tâche, une condition est formulée comme suit :

1. **La tâche de Saisie** : Pour effectuer une tâche de saisie d'un objet il faut vérifier la condition présentée dans la Formule 3.5.

$$\begin{aligned}
 & (D(V_P; V_{Dp_{Index}}) < Threshold_{D(V_P; V_{Dp_{Index}})}) \\
 & \cap (D(V_P; V_{Dp_{Majeur}}) < Threshold_{D(V_P; V_{Dp_{Majeur}})}) \\
 & \cap (D(V_P; V_{Dp_{Annulaire}}) < Threshold_{D(V_P; V_{Dp_{Annulaire}})}) \\
 & \cap (D(V_P; V_{Dp_{Auriculaire}}) < Threshold_{D(V_P; V_{Dp_{Auriculaire}})})
 \end{aligned} \tag{3.5}$$

2. **La tâche du Dépôt** : Pour effectuer une tâche de dépôt d'un objet il faut vérifier la condition présentée dans la Formule 3.6.

$$\begin{aligned}
 & (D(V_P; V_{Dp_{Index}}) > Threshold_{D(V_P; V_{Dp_{Index}})}) \\
 & \cap (D(V_P; V_{Dp_{Majeur}}) > Threshold_{D(V_P; V_{Dp_{Majeur}})}) \\
 & \cap (D(V_P; V_{Dp_{Annulaire}}) > Threshold_{D(V_P; V_{Dp_{Annulaire}})}) \\
 & \cap (D(V_P; V_{Dp_{Auriculaire}}) > Threshold_{D(V_P; V_{Dp_{Auriculaire}})})
 \end{aligned} \tag{3.6}$$

Contraintes établies pour l'exercice de la préhension Bidigitale

Dans cette activité, nous examinons les mouvements de l'index et du pouce de la main se rapprochant et s'éloignant l'un de l'autre. Cela signifie que nous établissons deux variables conditionnant l'effort fourni par le patient pour chaque tâche spécifique, à savoir :

- La distance entre l'extrémité de l'index et l'extrémité du pouce : $D(V_{DpP}; V_{DpI})$.
- Un seuil relatif à la distance entre l'extrémité de l'index et l'extrémité du pouce.

Ainsi, pour chaque tâche, une condition est formulée comme suit :

1. **La tâche de Saisie** : pour effectuer une tâche de saisie d'un objet il faut vérifier la condition présentée dans la Formule 3.7.

$$D(V_{DpP}; V_{DpI}) < Threshold_{D(V_{DpP}; V_{DpI})} \quad (3.7)$$

2. **La tâche du Dépôt** : pour effectuer une tâche de dépôt d'un objet il faut vérifier la condition présentée dans la Formule 3.8.

$$D(V_{DpP}; V_{DpI}) > Threshold_{D(V_{DpP}; V_{DpI})} \quad (3.8)$$

Ainsi, en accord avec les cliniciens, nous avons défini trois niveaux hiérarchiques de difficulté pour chaque exergame, dont les variantes sont le temps imparti, et les seuils auxquels les ROMs du patient seront comparées.

3.9.2 Calibration

Une opération essentielle au début de l'utilisation du système est de calibrer la difficulté des exergames par rapport à la capacité motrice initiale du patient. Dans le but d'autonomiser le patient tout au long du processus de rééducation via notre système, nous avons introduit un guide, une sorte de tutoriel qui assiste le patient en lui montrant le geste qu'il doit effectuer dans la phase de calibration. Dans cette phase, le patient est invité à reproduire le geste montré dans la vidéo affichée à l'écran (voir Figure 3.21). Le système calcule alors les valeurs d'amplitude minimale et maximale du mouvement de la main effectué par le patient. Ces valeurs sont ensuite utilisées pour créer des seuils

auxquels l'amplitude du mouvement effectué par le patient pendant le jeu sera comparée. L'ensemble du processus de calibration prend 30 secondes.



FIGURE 3.21 – Images illustrant l'étape de calibration. À gauche, l'étape de calibration de l'exergame de préhension palmaire. À droite, l'étape de calibration pour l'exergame de préhension bidigitale.

Ainsi, après la fin du processus de calibration, le jeu commence par le premier niveau considéré comme le plus facile.

Détermination du seuil pour l'exercice de la préhension palmaire

En effet, les seuils correspondant aux différents niveaux de difficulté de l'exercice de préhension palmaire sont déterminés sur la base des mouvements effectués par le patient lors de la phase de calibration. Comme mentionné précédemment, durant cette phase, le patient fournit un effort maximal pour accomplir les différentes tâches du jeu. Dans ce contexte, cet effort est représenté par la capacité d'ouverture et de fermeture de la main. Par conséquent, pour calculer les amplitudes maximales requises pour la tâche de saisie d'un objet, nous utilisons pour chaque doigt (D) l'Équation 3.9. Et pour calculer les amplitudes maximales requises pour la tâche de dépôt d'un objet, nous employons pour chaque doigt (D) l'Équation 3.10.

$$\text{MaxDistance}_{(Paume;D)} = \text{Max}(D(V_P; V_{Dp_D})) \quad (3.9)$$

$$\text{MinDistance}_{(Paume;D)} = \text{Min}(D(V_P; V_{Dp_D})) \quad (3.10)$$

Dans la mesure où nous avons établi trois niveaux de difficulté, et pour apporter une contrainte au jeu. Nous avons défini deux valeurs seuils différentes, la première étant considérée comme la moins contraignante et la seconde étant davantage difficile que la première.

Pour calculer la valeur seuil associée au premier niveau de difficulté, nous employons l'Équation 3.11.

$$Threshold_{D(Paume;D)}[1] = \frac{(MaxDistance_{((Paume;D)} + MinDistance_{(Paume;D)})}{2} \quad (3.11)$$

Pour calculer le seuil correspondant aux deuxième et troisième niveaux de difficulté, nous considérons deux valeurs différentes, chacune associée à une tâche comme suit :

- Pour calculer le seuil associé à la tâche de *saisie* d'un objet, nous utilisons l'Équation 3.12.

$$Threshold_{D(Paume;D)}[Saisie(2;3)] = \frac{(MinDistance_{(Paume;D)} + Threshold_{D(Paume;D)}[1])}{2} \quad (3.12)$$

- Pour calculer le seuil associé à la tâche de *dépôt* d'un objet, nous utilisons l'Équation 3.13.

$$Threshold_{D(Paume;D)}[Dépôt(2;3)] = \frac{(MaxDistance_{((Paume;D)} + Threshold_{D(Paume;D)}[1])}{2} \quad (3.13)$$

Détermination du seuil pour l'exercice de la préhension bidigitale

De la même manière, les seuils relatifs aux différents niveaux de difficulté de l'exercice de préhension bidigitale sont déterminés en fonction des amplitudes de mouvement réalisées par le patient lors de la phase de calibration associée à cet exercice.

Dans ce cas, l'effort est modélisé par la capacité d'éloigner et de rapprocher le pouce et l'index l'un de l'autre. Ainsi, pour calculer les amplitudes maximales associées à la tâche de saisie d'un objet, nous employons l'Équation 3.14, et pour calculer les amplitudes maximales associées à la tâche de dépôt d'un objet, nous employons l'Équation 3.15.

$$MaxDistance_{((Pouce;Index))} = Max(D(V_{Dp_P}; V_{Dp_I})) \quad (3.14)$$

$$MinDistance_{((Pouce;Index))} = Min(D(V_{Dp_P}; V_{Dp_I})) \quad (3.15)$$

Pour calculer la valeur seuil associée au premier niveau de difficulté, nous employons l'Équation 3.16.

$$Threshold_{D(Pouce;Index)}[1] = \frac{(MaxDistance_{((Pouce;Index))} + MinDistance_{((Pouce;Index))})}{2} \quad (3.16)$$

Pour calculer le seuil correspondant aux deuxième et troisième niveaux de difficulté, nous considérons deux valeurs différentes, chacune associée à une tâche comme suit :

- Pour calculer le seuil associé à la tâche de *saisie* d'un objet, nous utilisons l'Équation 3.17

$$Threshold_{D(Pouce;Index)}[Saisie(2;3)] = \frac{(MinDistance_{((Pouce;Index))} + Threshold_{D(Pouce;Index)}[1])}{2} \quad (3.17)$$

- Pour calculer le seuil associé à la tâche de *dépôt* d'un objet, nous utilisons l'Équation 3.18

$$Threshold_{D(Pouce;Index)}[Dépôt(2;3)] = \frac{(MaxDistance_{((Pouce;Index))} + Threshold_{D(Pouce;Index)}[1])}{2} \quad (3.18)$$

3.9.3 Approche d'adaptation

Comme indiqué précédemment, lors de la conception de notre système, nous avons adopté une approche centrée sur l'utilisateur. Cette approche est basée sur des cycles itératifs, garantissant ainsi la disponibilité d'une version fonctionnelle permanente, qui sera améliorée au fur et à mesure. Nous avons choisi de travailler exclusivement avec des thérapeutes dans les premières itérations du processus de conception du système, car ce sont les thérapeutes qui connaissent les besoins et les exigences spécifiques de leurs patients. Au cours de ces itérations, le système et les différents exergames ont été conçus afin d'obtenir une première version fonctionnelle, répondant aux spécifications cliniques. Une fois cette première version fonctionnelle obtenue, nous avons complété le processus de conception en impliquant cette fois les patients qui sont les principaux utilisateurs de notre système. Nous avons analysé de près leurs besoins et les lacunes de notre système. Cela nous a permis d'évaluer et de valider de près les fonctionnalités mises en œuvre,

en impliquant les patients directement et sous la supervision des thérapeutes. Quatre patients ont été recrutés pour cette phase.

Ainsi, en ce qui concerne le jeu sérieux visant à améliorer la dextérité fine de la main, aucun défaut n'a été observé. En revanche, pour le jeu sérieux visant à améliorer la dextérité grossière, un problème a été identifié.

Problème identifié

Après une certaine durée passée à jouer, nous avons observé que le jeu devenait difficile pour les patients, ce qui se traduisait par des difficultés notables lorsqu'ils essayaient de saisir ou de déposer des objets. Cela s'est produit malgré la calibration initiale du système à leurs capacités motrices. En d'autres termes, leurs capacités motrices ont diminué. Par conséquent, jouer le jeu avec les contraintes assignées, qui sont relatives à leurs capacités motrices initiales, serait difficile pour eux, les exposant à un risque de fatigue.

En analysant de près le jeu des patients, nous avons observé que leurs performances au cours d'une session de jeu n'était pas stable, allant de faible à médiocre en passant par forte. En effet, malgré les mêmes contraintes, il y avait des moments où le jeu semblait peu compliqué, leur permettant d'accomplir des tâches avec facilité. Cependant, il y avait aussi des moments où le jeu posait des difficultés importantes, rendant l'accomplissement des tâches difficile. Ce comportement n'a pas été observé chez les sujets sains, ce qui signifie que le problème est lié aux patients eux-mêmes.

Solution proposée

Étant donné qu'en rééducation motrice des membres supérieurs, la fatigue du patient doit être évitée (HOCINE et al. 2015), et afin de maintenir la motivation et l'engagement du patient, nous avons décidé d'analyser ses performances antérieures et de lui attribuer un niveau de difficulté de jeu adapté à son niveau actuel, afin que le jeu ne soit ni très facile ni très difficile pour lui, et de favoriser l'intensité, qui est l'un des critères cruciaux dans le processus de rééducation motrice. Nous avons mis en œuvre une approche qui permet d'adapter dynamiquement le niveau de difficulté du jeu aux capacités motrices actuelles du patient. Cette méthode vérifie si le patient présente un risque de fatigue pendant le jeu, puis actualise les contraintes du jeu en fonction de ses capacités motrices actuelles.

Pour évaluer le risque de fatigue, nous avons utilisé le paramètre relatif au nombre de tentatives pour saisir ou déposer un objet. Si la valeur de ce paramètre, par exemple, dépasse un certain seuil, cela indique que le patient présente un risque de fatigue et a

du mal à effectuer la tâche. La difficulté de l'exercice doit être ajustée. Cette mise à jour est basée sur les capacités motrices actuelles du patient, qui sont représentées dans notre système par la ROM de la main (telle que définie ci-dessus).

Pour déterminer l'état actuel des capacités motrices du patient, nous enregistrons ses performances antérieures lorsqu'il tentait d'effectuer la tâche requise. Ainsi, pour fournir une difficulté adaptée à l'état actuel du patient, sur la base de sa performance, nous avons utilisé une approche d'apprentissage automatique non supervisée, à savoir *le clustering*. Il s'agit d'une méthode permettant de trouver une structure en cluster dans un ensemble de données, caractérisée par la plus grande similarité au sein d'un cluster et la plus grande dissimilarité entre différents clusters (SINAGA et YANG 2020).

En effet, étant donné le manque d'informations préalables concernant la méthodologie de catégorisation des données représentant l'historique des performances du patient, notre choix s'est porté sur l'utilisation de l'algorithme *KMeans* illustré par l'algorithme 1, qui est généralement la méthode de clustering la plus connue et la plus utilisée (SINAGA et YANG 2020), grâce à sa capacité à regrouper des ensembles de données sans qu'il soit nécessaire de connaître au préalable leurs relations avec des groupes spécifiques.

Algorithm 1: KMeans (SAPUTRA, WIDIYANINGTYAS et WIBAWA 2018)

Entrée : $D : d_1, d_2, \dots, d_n$ un ensemble de données contenant n objets,

K : nombre de clusters

Sortie : le nombre de clusters souhaités.

Étapes :

1. Choisir arbitrairement K éléments de données parmi D , centroïdes initiaux
 2. Répéter
 - Assigner chaque d_i au cluster dont le centroïde est le plus proche ;
 - Calculer la nouvelle moyenne de chaque cluster ;
 - Jusqu'à ce que les critères de convergence soient remplis.
-

Le processus de l'algorithme KMeans consiste à identifier des centres de clusters, auxquels les éléments de données sont ensuite assignés. Ce processus vise à minimiser une fonction objective basée sur l'erreur quadratique, en cherchant à maximiser la distance entre les centres de cluster. L'objectif principal est d'espacer le plus possible les centres de cluster, tout en assignant chaque point de données au centre de cluster le plus proche en termes de distance (ORHAN, HEKIM et OZER 2011).

L'algorithme KMeans s'avère donc être une approche appropriée à notre situation, puisqu'il permet de structurer les données sans biais initial, en formant des groupes cohérents

sur la base des similarités mesurées.

Modélisation de la performance du patient

Nous avons commencé notre approche en élaborant une représentation de la performance du patient. Comme nous l'avons déjà mentionné, la difficulté du jeu dépend de l'amplitude des mouvements des articulations impliquées dans la tâche spécifique. Pour évaluer les capacités motrices courantes du patient, nous enregistrons ses tentatives précédentes d'exécution de la tâche requise. Les résultats obtenus par le patient sont enregistrés dans une liste qui regroupe les performances associées à chaque essai. Chaque entrée de cette liste est structurée en quatre champs distincts, comme suit :

$$Performance = \langle D(V_P; V_{Dp_{Index}}), D(V_P; V_{Dp_{Majeur}}), \\ D(V_P; V_{Dp_{Annulaire}}), D(V_P; V_{Dp_{Auriculaire}}) \rangle$$

Le processus d'adaptation dynamique

Le schéma de la Figure 3.22 illustre le processus d'adaptation dynamique qui intègre systématiquement quatre étapes fondamentales. Cette approche séquentielle vise à garantir une réactivité et une flexibilité optimales dans l'adaptation de la difficulté des jeux en cas de risque de fatigue. Les quatre phases distinctes qui composent ce processus sont les suivantes :

1. **Phase de configuration initiale** Ici, la scène de calibration est jouée au début de chaque session, et le joueur (patient) doit exercer les mouvements d'ouverture et de fermeture de la main. À partir de cette étape, les valeurs initiales (seuils) de la difficulté sont établies.
2. **Phase de vérification de la fatigue** Une fois la calibration terminée, la scène principale commence, et le patient doit effectuer les mouvements requis par le jeu, afin d'interagir avec les objets constituant l'environnement virtuel. Pendant ce temps, le nombre de tentatives produites pour réaliser chaque tâche spécifique est compté.

En effet, chaque tentative représente un effort investi dans l'accomplissement d'une tâche particulière, et pour considérer qu'une tentative de préhension est réalisée, la performance du patient à l'instant t doit vérifier la condition présentée par la Formule 3.19, telle que l'amplitude du mouvement réalisé doit être inférieure à 5% de celui réalisé à l'instant $t - 1$.

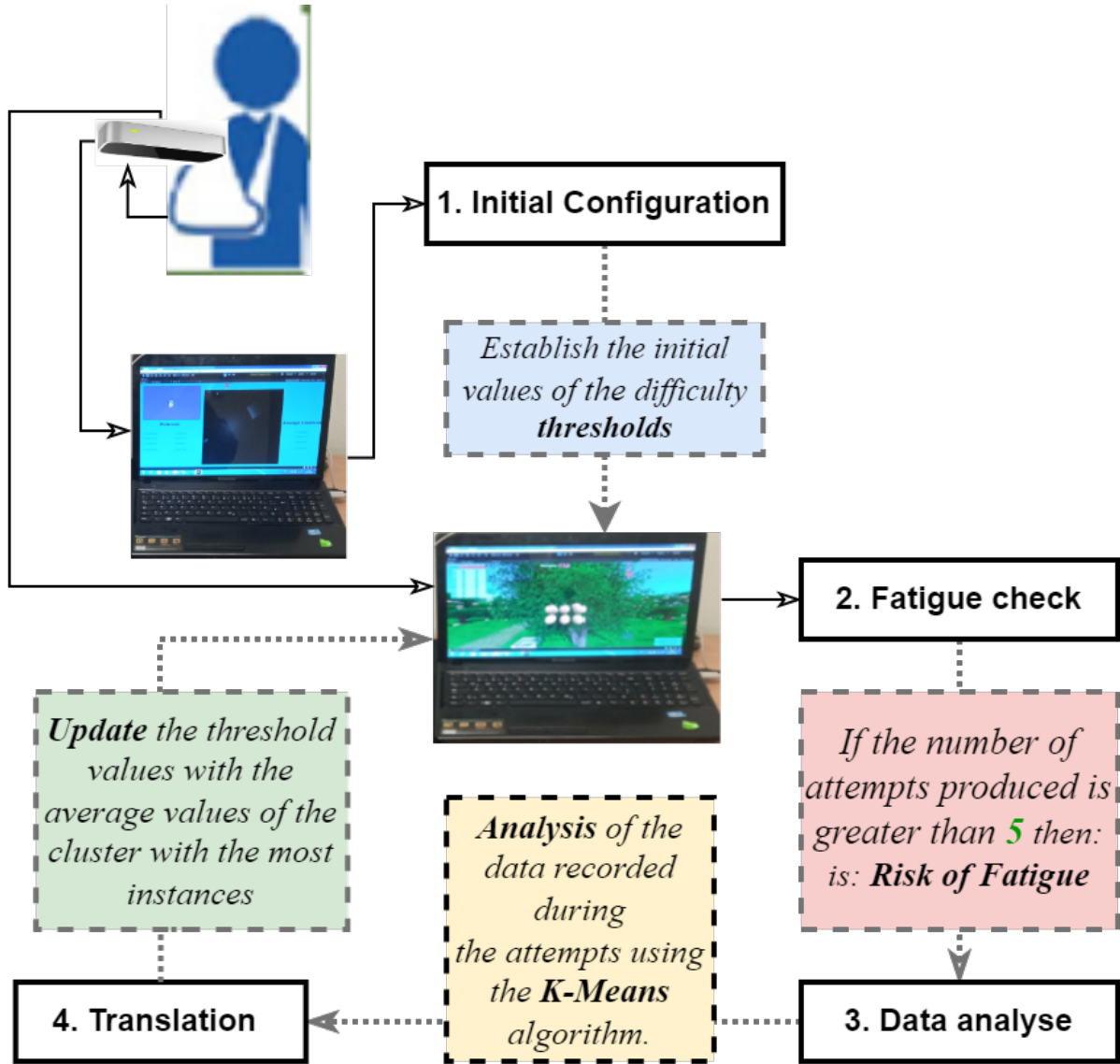


FIGURE 3.22 – Diagramme d'adaptation dynamique de la difficulté (BOUATROUS et al. 2023).

$$\begin{aligned}
 & (D(V_P; V_{DpIndex})(t) < \frac{95}{100} \times D(V_P; V_{DpIndex})(t-1)) \\
 & \cap (D(V_P; V_{DpMajeur})(t) < \frac{95}{100} \times D(V_P; V_{DpMajeur})(t-1)) \\
 & \cap (D(V_P; V_{DpAnnulaire})(t) < \frac{95}{100} \times D(V_P; V_{DpAnnulaire})(t-1)) \\
 & \cap (D(V_P; V_{DpAuriculaire})(t) < \frac{95}{100} \times D(V_P; V_{DpAuriculaire})(t-1))
 \end{aligned} \tag{3.19}$$

Tandis que, pour dire qu'une tentative de dépôt est effectuée, la performance du patient à l'instant t doit vérifier la condition présentée par la Formule 3.20, telle

que l'amplitude du mouvement réalisé doit être supérieure à 5% de celle réalisée à l'instant $t - 1$.

$$\begin{aligned}
 (D(V_P; V_{Dp_{Index}})(t) &> \frac{95}{100} \times D(V_P; V_{Dp_{Index}})(t - 1)) \\
 \cap (D(V_P; V_{Dp_{Majeur}})(t) &> \frac{95}{100} \times D(V_P; V_{Dp_{Majeur}})(t - 1)) \\
 \cap (D(V_P; V_{Dp_{Annulaire}})(t) &> \frac{95}{100} \times D(V_P; V_{Dp_{Annulaire}})(t - 1)) \\
 \cap (D(V_P; V_{Dp_{Auriculaire}})(t) &> \frac{95}{100} \times D(V_P; V_{Dp_{Auriculaire}})(t - 1))
 \end{aligned} \tag{3.20}$$

Ainsi, le système évalue si le nombre de tentatives produites dépasse une valeur fixée par les thérapeutes. Si le nombre de tentatives dépasse ce seuil, le patient risque de se fatiguer.

3. **Phase d'analyse des données** Cette étape est franchie lorsque le système détecte que le patient risque de se fatiguer. Le système analyse alors les performances précédemment enregistrées par le patient, en les classant selon leur similarité à l'aide de l'algorithme KMeans. Cet algorithme a été utilisé en appelant la fonction KMean de la bibliothèque sklearn.cluster du langage de programmation Python³, où la mesure de dissimilarité utilisée pour évaluer les résultats du clustering est la somme des distances au carré entre les points de données et les centroïdes des clusters qui leur ont été attribués. À l'aide de l'Équation 3.21.

$$Dissimilarity = \sum (\|x - c\|^2) \tag{3.21}$$

Où x représentant un point de données dans l'ensemble de données, c représentant le centroïde du cluster auquel x est assigné, et $\|x - c\|^2$ représentant le carré de la distance euclidienne entre x et c . Compte tenu de l'évolution irrégulière des performances du patient, nous avons choisi de classer ces données en trois clusters sur la base de nos observations subjectives. Ainsi, nous avons identifié trois niveaux de performance pour le patient : **Faible**, correspondant à un échec dans une tâche spécifique; **Moyen**, caractérisé par un succès obtenu après un effort important; et **Élevé**, représentant un succès facile dès la première tentative. Ainsi, comme paramètres d'entrée pour l'algorithme KMeans nous donnons le fichier contenant les performances du patient enregistrées et le nombre de clusters $K = 3$. Le résultat de l'algorithme est un ensemble de trois clusters, chacun contenant un ensemble de performances caractérisées par une grande similarité.

3. <https://www.javatpoint.com/k-means-clustering-algorithm-in-machine-learning>

4. **Phase de transition** Afin de permettre au patient de s'entraîner en utilisant ses capacités motrices courantes. À ce stade, le système adapte dynamiquement la difficulté du jeu aux capacités motrices actuelles du patient, en mettant à jour les contraintes fixées sur les mouvements de la main du patient permettant d'effectuer la tâche en question, à l'aide des données relatives à ses performances lors des tentatives. Pour ce faire, le système sélectionne le cluster contenant le plus grand nombre d'instances et définit les nouvelles valeurs seuils par les valeurs moyennes des données de ce cluster.

Algorithm 2: Algorithme d'adaptation dynamique de la difficulté

Entrée : Données : Les performances antérieures du patient

Sortie : Seuils de performance : Liste des seuils déterminant les nouvelles contraintes pour la tâche concernée

Étapes :

- (a) $KMeans(Données, K = 3)$
 - (b) $C \leftarrow$ Le cluster avec le plus grand nombre d'instances
 - (c) $Contraintes \leftarrow$ Les valeurs moyennes de C
-

L'Algorithme 2 illustre la procédure d'adaptation dynamique de la difficulté d'une tâche spécifique de l'Exergame entraînant la préhension palmaire. Cet algorithme prend en entrée une liste de performances précédemment enregistrées par le patient, et analyse ces données en les classant en trois clusters différents à l'aide de l'algorithme K-Means (*ligne 1*). Parmi les clusters obtenus, nous sélectionnons celui qui contient le plus grand nombre d'instances (*ligne 2*). Le résultat de l'algorithme est un enregistrement des seuils déterminant les nouvelles contraintes pour la tâche en question T , composée des valeurs moyennes du C sélectionné (*ligne 3*), comme suit :

$$Contraintes = \langle Threshold_{Index}[T], Threshold_{Majeur}[T], \\ Threshold_{Annulaire}[T], Threshold_{Auriculaire}[T] \rangle$$

Il est important de mentionner que le processus d'adaptation opère en arrière-plan du jeu ; cela signifie que les participants ne perçoivent pas qu'il existe une mesure de leurs niveaux de fatigue, et que ceux-ci modulent la difficulté du jeu en temps réel.

Niveau de fatigue

Suite à l'intégration de la méthode d'adaptation dynamique de la difficulté dans le système, une nouvelle composante a été ajoutée à la liste des paramètres enregistrés dans le dossier du patient au sein de la base de données. Il s'agit du niveau de fatigue du patient. Cette mesure est déterminée à partir des contraintes initiales définies lors de la calibration initiale du système, en fonction des capacités motrices initiales du patient, et des nouvelles contraintes définies suite à l'adaptation de la difficulté. Elle est évaluée à l'aide de l'Équation 3.26.

$$Index_F = \frac{(Threshold_{D(Paume;Index)}[T] * 100)}{Contraintes.Threshold_{Index}[T]} \quad (3.22)$$

$$Majeur_F = \frac{(Threshold_{D(Paume;Majeur)}[T] * 100)}{Contraintes.Threshold_{Majeur}[T]} \quad (3.23)$$

$$Annulaire_F = \frac{(Threshold_{D(Paume;Annulaire)}[T] * 100)}{Contraintes.Threshold_{Annulaire}[T]} \quad (3.24)$$

$$Auriculaire_F = \frac{(Threshold_{D(Paume;Auriculaire)}[T] * 100)}{Contraintes.Threshold_{Auriculaire}[T]} \quad (3.25)$$

$$Niveau_Fatigue = \frac{Index_F + Majeur_F + Annulaire_F + Auriculaire_F}{4} \quad (3.26)$$

Où, pour chaque tâche T , $Index_F$ indique en pourcentage le rapport entre la contrainte initialement associée au mouvement de l'index lors de l'étape de calibration $Threshold_{D(Paume;Index)}[T]$, et la contrainte révisée à la suite de la mise en œuvre de l'adaptation $Contraintes.Threshold_{Index}[T]$. Et $Majeur_F$ indique en pourcentage le rapport entre la contrainte initialement associée au mouvement du Majeur lors de l'étape de calibration $Threshold_{D(Paume;Majeur)}[T]$, et la contrainte révisée à la suite de la mise en œuvre de l'adaptation $Contraintes.Threshold_{Majeur}[T]$. Et $Annulaire_F$ indique en pourcentage le rapport entre la contrainte initialement associée au mouvement de l'Annulaire lors de l'étape de calibration $Threshold_{D(Paume;Annulaire)}[T]$, et la contrainte révisée à la suite de la mise en œuvre de l'adaptation $Contraintes.Threshold_{Annulaire}[T]$. Et $Auriculaire_F$ indique en pourcentage le rapport entre la contrainte initialement associée au mouvement de l'Auriculaire lors de l'étape de calibration $Threshold_{D(Paume;Auriculaire)}[T]$, et la contrainte révisée à la suite de la mise en œuvre de l'adaptation $Contraintes.Threshold_{Auriculaire}[T]$.

3.10 Fonctionnement du système

Selon les thérapeutes, notre dispositif peut être utilisé par des personnes souffrant de déficiences motrices modérées à légères, mais il n'est pas adapté aux cas de déficiences motrices sévères et avancées. L'accent est mis sur la rééducation fonctionnelle des mains des patients par le biais de jeux sérieux. Étant donné que la majorité de nos utilisateurs sont des survivants d'accidents vasculaires cérébraux, souffrant souvent d'une lésion unilatérale, notre système a été spécialement conçu pour une utilisation unilatérale, c'est-à-dire pour chaque main individuellement. Lors de la première utilisation de l'application, tous les patients peuvent s'inscrire et créer leur propre profil connecté à leur thérapeute. À la fin de chaque séance, le thérapeute peut visualiser et évaluer les résultats des exercices enregistrés.

Une description simplifiée de l'architecture globale du système est présentée dans la Figure 3.23.

1. Pour que le thérapeute puisse utiliser le système, il doit créer un compte utilisateur en introduisant ses coordonnées professionnelles (nom, prénom, adresse e-mail et mot de passe) (voir la Figure 3.24) . Pour se connecter à l'application (voir la Figure 3.26), le thérapeute doit introduire son login (adresse e-mail) et son mot de passe (voir la Figure 3.25). Si le patient a déjà un profil dans la base de données du système, pour accéder à son dossier, le thérapeute doit entrer l'identifiant du patient ou matricule (voir la Figure 3.27), ce qui garantit un accès restreint et confidentiel aux informations médicales. Dans le cas contraire, il doit créer un dossier spécifique pour le patient (voir la Figure 3.28).
2. Le thérapeute sélectionne l'exercice que le patient va faire parmi les exercices simulés et lance le jeu sérieux qui le simule (voir la Figure 3.29).
3. Le patient commence la session de jeu en calibrant la difficulté du jeu par rapport à ses capacités motrices courantes.
4. Avant de commencer une session du jeu, une pause est accordée pour permettre au patient de se détendre brièvement. Pendant les périodes de repos, l'écran affiche des atmosphères virtuelles relaxantes (Voir la Figure 3.30), pendant 30 secondes, offrant ainsi au patient un moment de détente avant le prochain exercice, sans fournir d'effort physique. Ces périodes de repos sont accordées au patient, même lorsqu'il passe d'une version du jeu à l'autre et d'un niveau de difficulté à l'autre.
5. À la fin de chaque session du jeu, tous les paramètres mesurés sur la performance

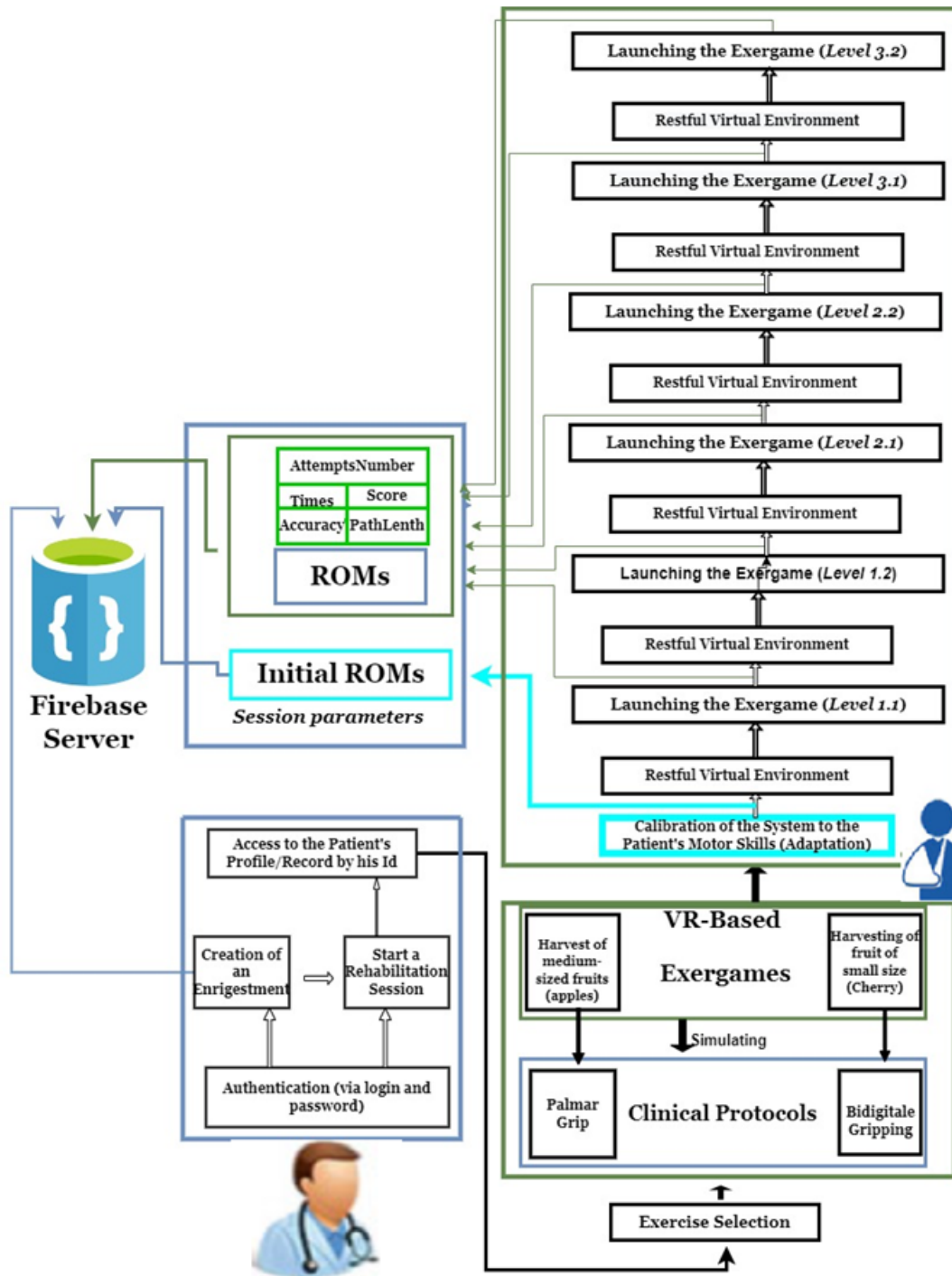


FIGURE 3.23 – Diagramme de fonctionnalité globale du système.



FIGURE 3.24 – Enregistrement du thérapeute dans la base de données du système.

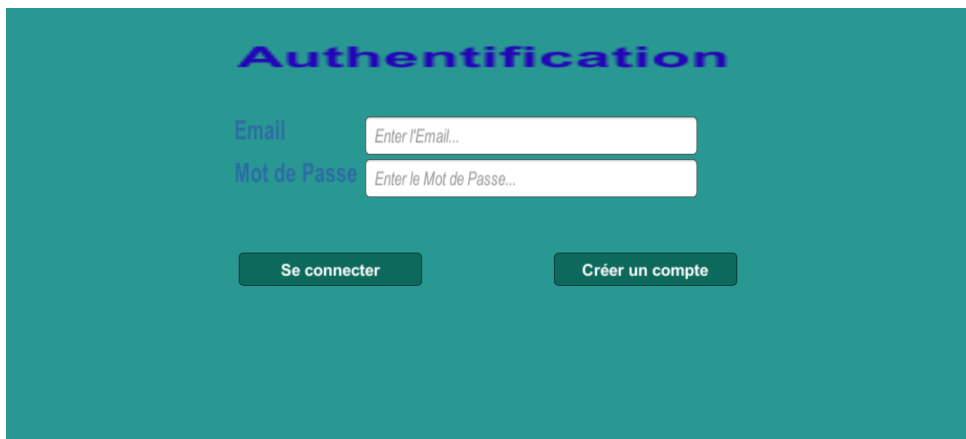


FIGURE 3.25 – L'étape d'authentification du thérapeute pour accéder à l'application.



FIGURE 3.26 – La scène principale du système.



FIGURE 3.27 – L'étape d'accès au dossier du patient.

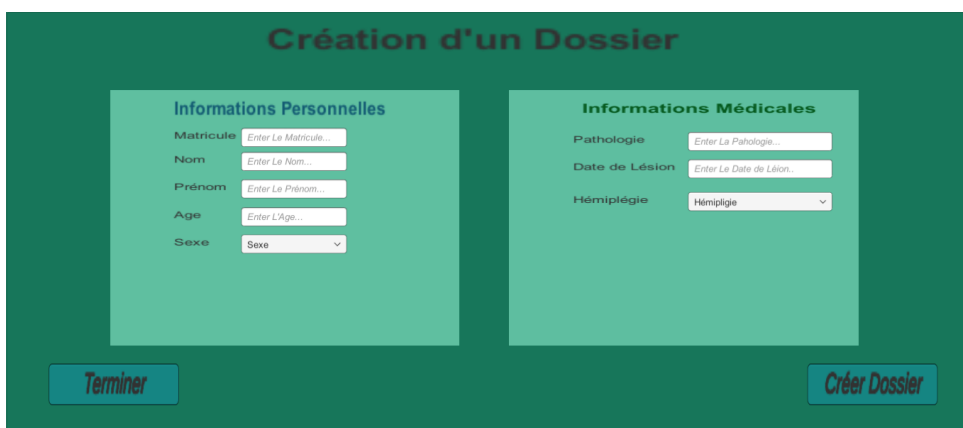


FIGURE 3.28 – Création d'un dossier du patient dans la base de données du système.

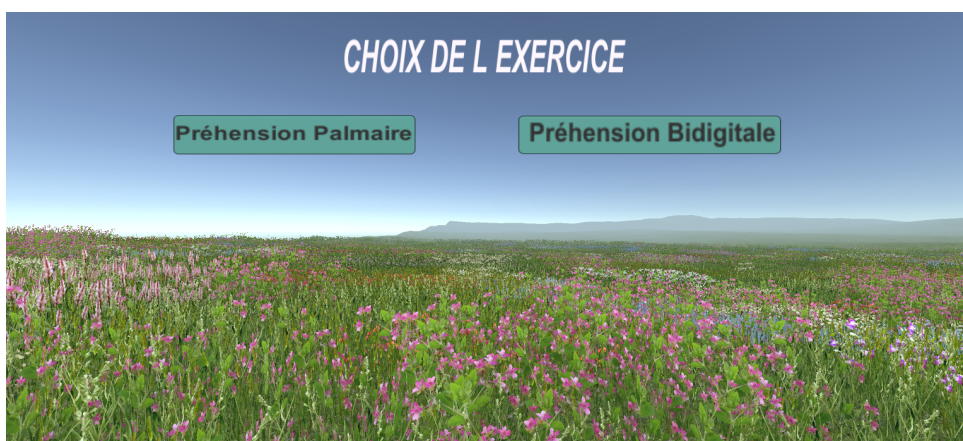


FIGURE 3.29 – Choix de l'exercice à effectuer.

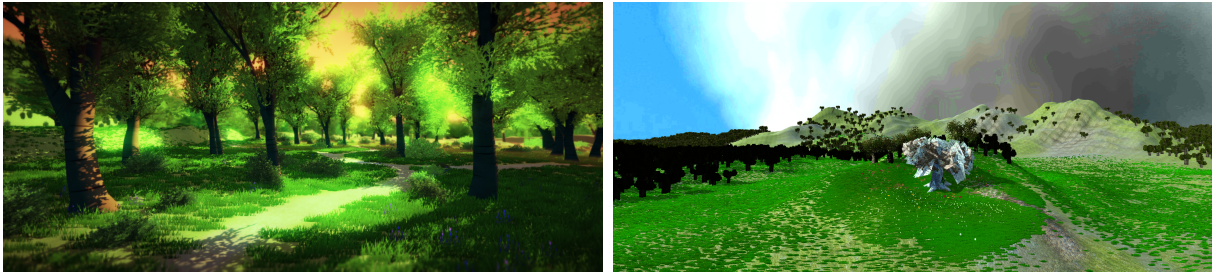


FIGURE 3.30 – Des atmosphères virtuelles relaxantes.

du patient pendant le jeu sont enregistrés dans son dossier dans la base de données. Cela inclut également les données collectées lors de la phase de calibration, qui sont elles aussi enregistrées dans la base de données, avec une indication de la date et de l'heure de l'enregistrement.

3.11 Conclusion

Notre objectif était de concevoir un système de rééducation fonctionnelle basé sur la réalité virtuelle, pour être exploité en tant qu'outil complémentaire aux protocoles cliniques, afin d'accroître l'engagement et la motivation des patients pendant leurs séances de rééducation. La conformité aux spécifications cliniques était primordiale, par conséquent tous les composants du système ont été attentivement conçus en étroite collaboration avec les thérapeutes. En effet, nous avons choisi de simuler des exercices cliniques sous forme de jeux sérieux, en y intégrant des éléments ludiques. Lors de la conception du système, nous avons également tenu compte de l'ergonomie et de la simplicité, afin de le rendre accessible à tous les utilisateurs. Les environnements virtuels ont été soigneusement conçus pour offrir des jeux intuitifs avec des scénarios simples. De plus, les dispositifs de réalité virtuelle et la technologie associée ont été rigoureusement sélectionnés.

Ainsi, un aspect crucial de notre approche était de promouvoir l'autonomie du patient en encourageant l'auto-rééducation. À cette fin, nous avons doté le système de la capacité de quantifier et d'enregistrer les performances du patient pendant les séances de rééducation. Cela permet aux thérapeutes d'évaluer les progrès du patient à tout moment. En conséquence, nous avons établi des métriques mesurant les performances du patient pendant les séances de thérapie utilisant le dispositif conçu, et toutes les données recueillies au cours des séances sont stockées en permanence pour référence ultérieure,

afin de permettre au thérapeute d'y accéder à tout moment.

Ainsi, un des éléments clés du jeu qui a été incorporé dans les jeux sérieux qui composent notre système est la difficulté. Cet aspect a été soigneusement étudié et développé afin qu'il puisse être intégré de manière à contribuer efficacement au processus de rééducation fonctionnelle. En effet, cette composante a été modélisée en fonction des capacités motrices du patient, ce qui permet de personnaliser la difficulté des jeux sérieux en fonction des capacités motrices de chaque individu. Afin de prévenir la fatigue du patient au cours du processus de rééducation, une approche d'adaptation dynamique de la difficulté a été mise en place au sein du système, visant à adapter la difficulté des jeux en fonction de la performance du patient tout au long de la session de jeu, en analysant sa performance en termes d'amplitude des mouvements effectués, à l'aide d'une technique d'apprentissage automatique.

Bien qu'il ait été conçu et développé en étroite collaboration avec des thérapeutes et des patients, en suivant une approche centrée sur l'utilisateur, il est nécessaire d'évaluer le système auprès d'un groupe diversifié d'utilisateurs afin d'en assurer la validation. Cette évaluation se déroulera en deux phases : d'abord pour évaluer ses performances et sa fiabilité, puis pour évaluer sa convivialité et son acceptabilité. Ces aspects seront abordés en détail dans le chapitre suivant.

PROCOLE EXPÉRIMENTAL - RÉPÉTABILITÉ DU LMC - UTILISABILITÉ, MOTIVATION ET DIFFICULTÉ

4.1 Introduction

Le but de ce chapitre consiste à présenter le protocole expérimental que nous avons mis en place afin d'évaluer notre système selon deux perspectives distinctes. La première perspective concerne l'évaluation des performances de notre système en termes de mesures objectives, en effectuant des tests sur des sujets en bonne santé. Par conséquent, nous avons évalué la performance du capteur utilisé en termes de répétabilité. La seconde perspective de notre évaluation se concentre sur l'évaluation de l'utilisabilité et de l'acceptabilité de notre dispositif auprès des patients ayant subi un AVC, en utilisant des questionnaires standardisés pour recueillir des évaluations subjectives des patients sur la facilité d'utilisation de notre dispositif, leur compréhension du fonctionnement et leur capacité à manipuler les différents éléments du dispositif. Nous avons également évalué la cohérence de notre système de gestion de la difficulté, qui permet d'adapter le niveau de difficulté des exercices en fonction de l'état des capacités motrices des patients. Cette fonctionnalité est cruciale pour maintenir la motivation des patients à s'entraîner régulièrement et pour améliorer leur rééducation.

En effet, les deux tests que nous avons réalisés visent à répondre aux points de recherche suivants :

- Le capteur utilisé par le système est-il suffisamment fiable ?
- Les métriques proposées pour mesurer les capacités motrices des patients sont-elles pertinentes ?
- Les patients pensent-ils que le système est utile pour leur rééducation ?
- Comment les utilisateurs perçoivent-ils la difficulté du système ?

- Notre approche de la gestion de la difficulté est-elle adaptée à la rééducation fonctionnelle des patients post-AVC ?
- Les utilisateurs sont-ils motivés à utiliser le dispositif ?
- Les fonctionnalités du système sont-elles bien intégrées pour répondre aux besoins des patients ?

Pour ce faire, nous avons mis en place un ensemble de tests afin d'analyser les performances de notre système en termes de précision et de fiabilité, tout en prenant en compte les variables environnementales qui pourraient influencer les résultats. Les tests ont été réalisés sur un échantillon de sujets sains sélectionnés selon des critères spécifiques pour assurer la représentativité de l'échantillon. Nous avons mesuré la répétabilité de notre capteur en effectuant plusieurs tests successifs, afin d'évaluer sa capacité à fournir des mesures cohérentes et fiables sur le long terme. Pour évaluer l'utilisabilité de notre dispositif, nous avons choisi d'utiliser le questionnaire standardisé SUS (System Usability Scale)(BANGOR, KORTUM et MILLER 2009). Ce questionnaire permet d'évaluer l'efficacité, l'efficience et la satisfaction d'utilisation de notre dispositif. Nous avons également utilisé l'IMI (The Intrinsic Motivation Inventory)(RYAN et DECI 2000) pour évaluer l'expérience subjective des participants qui ont utilisé notre dispositif. Ce questionnaire nous a permis d'évaluer le degré de motivation des patients pendant l'utilisation du dispositif.

4.2 Configuration expérimentale

Les utilisateurs finaux de notre système sont des personnes souffrant d'un handicap moteur de la main, et l'objectif principal de notre étude était de valider le dispositif développé, de manière à ce qu'il puisse être utilisé de manière bénéfique par ces personnes. C'est pourquoi nous avons utilisé la même configuration expérimentale pour les deux tests d'évaluation, qui avaient tous deux pour but final de tester la performance du dispositif. Cette approche a permis de garantir que les résultats obtenus étaient pertinents pour l'application pratique du système par les utilisateurs finaux.

Chaque participant a été invité à s'asseoir sur une chaise face à une table sur laquelle se trouvait une surface matte infra-absorbante, et pour le retour visuel, un écran d'ordinateur portable standard a été utilisé, la configuration du PC consistait en un CPU Intel(R) Core™i7-3520 M à 2,90 GHz, une carte graphique NVIDIA GeForce 840M et 12 Go de RAM. En outre, pour permettre aux patients à faible mobilité/force de pouvoir placer leur membre parétique sur la table afin qu'ils n'aient pas à lutter contre la gravité, nous

avons placé le capteur Leap Motion® à l'envers au dessus du bras du patient. Ainsi, le capteur Leap Motion® est placé à 23 cm au-dessus de la table sur un support flexible conçu pour les smartphones (voir Figure 4.1), Sa rotation selon l'axe vertical est de 0, et sa position sur la table est définie par rapport au membre parétique. Le capteur est calibré (avant les expériences) selon la méthode recommandée par Leap Motion® jusqu'à ce qu'il atteigne au moins le score recommandé de 90. Sur la base des commentaires faits par (SOUZA, GONÇALVES et CARBONE 2021), et afin de garantir une meilleure qualité de lecture pendant les expériences, certaines précautions ont été prises, telles que la réduction des interférences de la lumière extérieure et la fermeture des fenêtres afin de ne pas être influencé par la lumière du soleil.

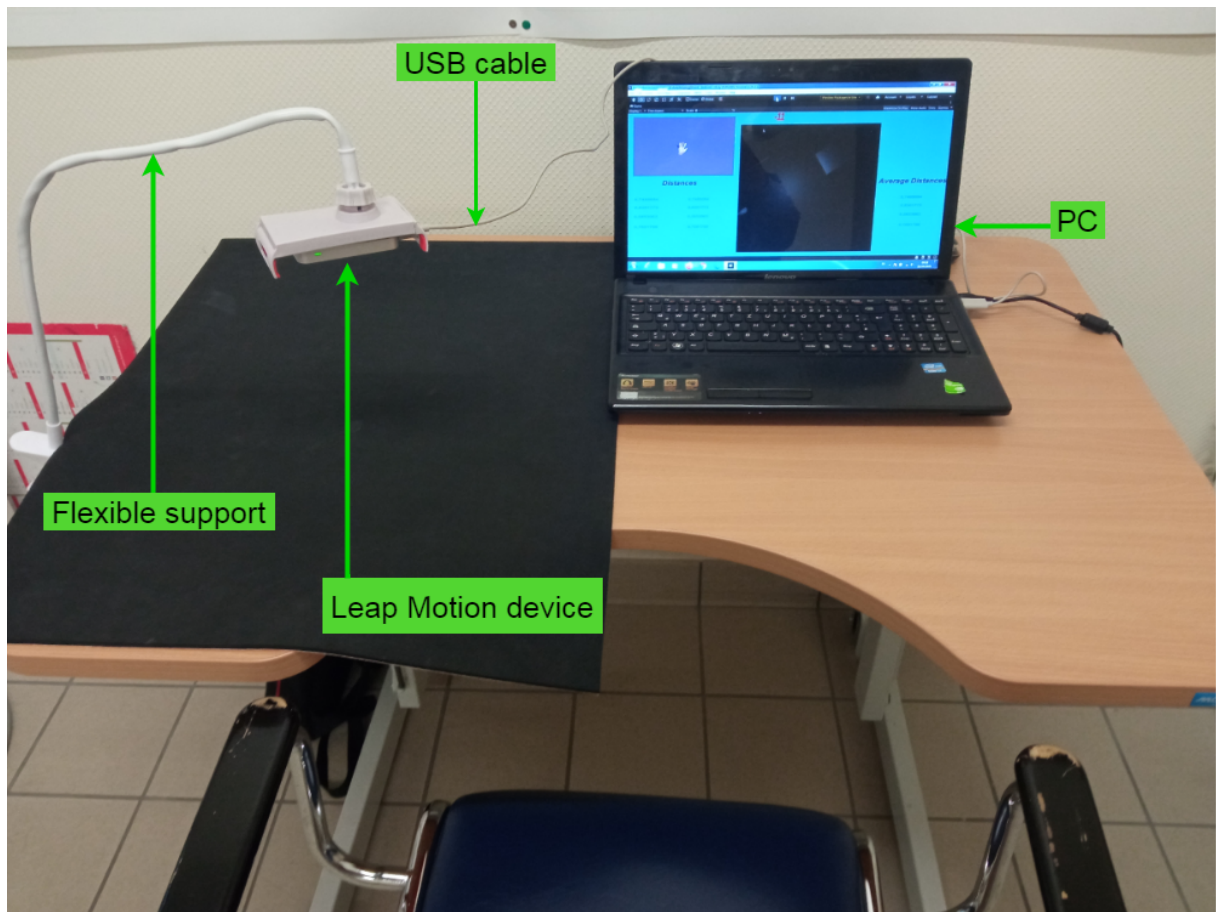


FIGURE 4.1 – Configuration expérimentale du système.

4.3 Évaluation des performances des mesures du système LMC

Afin d'évaluer la faisabilité des métriques que nous avons introduites en termes de répétabilité, nous avons effectué des tests expérimentaux sur des sujets sains, pour voir si les mesures de différents individus sont cohérentes et comparables entre elles. Ainsi, on s'est appuyé sur les conclusions tirées de l'étude menée par (SOUZA, GONÇALVES et CARBONE 2021), qui a examiné la faisabilité, la précision et la reproductibilité du LMC dans ce contexte particulier. Les expériences menées impliquaient l'utilisation d'un robot industriel reproduisant les mouvements des membres supérieurs, tout en étant surveillé par un LMC. En outre, l'étude menée par (KOTER et al. 2022), a également mis en évidence une bonne reproductibilité des résultats obtenus avec le LMC.

En effet, comme le jeu sérieux entraînant la dextérité grossière et simulant l'exercice de la préhension palmaire, et celui sollicitant plus de mouvements des articulations de la main, et que pendant cet exercice nous mesurons plus de paramètres pour évaluer la motricité de la main, nous avons sélectionné l'ensemble des mesures effectuées pendant ce jeu pour évaluer la répétabilité du capteur.

4.3.1 Participants

Six sujets sains ont été recrutés pour effectuer ce test de répétabilité du système LMC. Ces participants étaient tous droitiers et des femmes (âge moyen = 39.57 ans, écart-type = 10.13 ans). Nous avons recruté les participants en respectant les critères de sélection et de non-inclusion suivants :

1. Critères de sélection

- Les personnes majeures
- Les personnes acceptant de participer à l'étude
- Les personnes qui sont en bonne santé et n'ont aucun problème médical connu affectant leurs membres supérieurs, incluant leurs mains et leurs doigts

2. Critères de non-inclusion

- les personnes ayant subi un traumatisme antérieur (par exemple une fracture osseuse) à la main ou aux doigts
- Les personnes ayant une altération de la fonctionnalité de leurs membres supérieurs

- Les personnes qui ont un problème de santé important qui affecte le mouvement de leur membre supérieur et/ou leur capacité à participer à l'étude

La Table. 4.1 présente les Données démographiques des personnes qui ont participé à cette étude.

TABLE 4.1 – Données démographiques des participants à l'étude de répétabilité du LMC.

| Participant | Age(Ans) | Sexe |
|-------------|----------|---------|
| 1 | 33 | Féminin |
| 2 | 43 | Féminin |
| 3 | 43 | Féminin |
| 4 | 58 | Féminin |
| 5 | 28 | Féminin |
| 6 | 51 | Féminin |

4.3.2 Déroulement du plan expérimental

Comme tous les participants étaient droitiers, nous avons décidé de procéder à un test sur la main gauche.

Procédure de mesure

Il a été demandé à chaque participant d'effectuer des mouvements similaires à ceux demandés aux patients lors de la phase de calibration de l'Exergame de la préhension palmaire. Ainsi, les participants ont été encouragés à mobiliser activement leurs doigts, à effectuer des mouvements de la main à leur amplitude maximale pour les mesures de Flexion/Extension des doigts, et à étirer leurs doigts aussi près de la paume que possible. Les paramètres des mouvements de la main ont été calculés à l'aide des équations fournies dans le chapitre précédent. La mesure de chaque paramètre de la main a été répétée 10 fois pour tous les participants. Ainsi, pour simplifier la procédure de mesure, à chaque itération de la procédure, les différentes mesures des paramètres ont été effectuées simultanément, et une collecte de tous les paramètres mesurés a été effectuée en une seule fois. La durée de chaque itération était de 30 secondes. Afin de minimiser les erreurs qui pourraient être causées par une perte de suivi, les mesures ont été effectuées uniquement si la main en question était détectée par le capteur.

Ainsi,

- Le participant est invité à s’asseoir confortablement devant l’écran et à placer sa main gauche sur la table et en dessous du capteur LMC, dans son champ de vision.
- Le participant aura ensuite 30 secondes pour enregistrer les ROMs de sa main, en effectuant la tâche de base d’ouvrir et de fermer sa main aussi largement que possible.
- Le participant répète cette opération dix fois.

Analyse statistique

Afin d’évaluer la cohérence des mesures que nous avons introduites via le système LMC, nous avons procédé au calcul des écarts types des valeurs enregistrées par le capteur. Cette approche découle de notre intention d’explorer le degré de variation des résultats individuels de chaque participant. Pour ce faire, nous avons calculé les écarts-types de chaque participant en prenant en compte les mesures obtenues à partir de tous les échantillons collectés au cours de l’ensemble de leurs essais.

Par ailleurs, notre intérêt va au-delà de la seule analyse individuelle. Nous souhaitons également évaluer la dispersion des résultats sur l’ensemble des participants. Pour ce faire, nous avons calculé les écarts-types, en tenant compte des mesures cumulées de tous les échantillons prélevés au cours de l’ensemble des essais effectués par chaque participant. Cette approche exhaustive nous permettra de mieux comprendre la variation des résultats non seulement au niveau individuel, mais aussi dans une perspective plus globale, couvrant l’ensemble des participants à l’étude.

1. **Écarts type intra-population** Le rôle de cet indicateur statistique est d’évaluer la dispersion des résultats obtenus par les participants individuels. Dans le présent contexte, cette métrique a été utilisée pour analyser la dispersion des résultats propres à chaque participant pour chaque paramètre étudié. Pour ce faire, nous avons calculé les écarts-types pour chaque participant, en utilisant toutes les mesures collectées dans tous les échantillons de tous leurs tests. L’écart-type intra-population mesure la différence moyenne entre les valeurs individuelles d’un participant et la moyenne de ces valeurs, pour un paramètre spécifique. En d’autres termes, il évalue dans quelle mesure les valeurs individuelles d’un participant varient autour de leur moyenne pour un paramètre donné. Un écart-type élevé indique une grande dispersion des valeurs individuelles, tandis qu’un écart-type faible indique une dispersion plus étroite.

En évaluant les écarts types intra-population, nous sommes en mesure de saisir

la variabilité inhérente aux résultats individuels de chaque participant, en ce qui concerne chaque paramètre. Ceci est particulièrement utile pour évaluer la crédibilité des mesures individuelles. En effet, cette analyse permet de déterminer si les résultats sont cohérents et stables, ou s'ils sont sujets à des variations importantes.

2. **Écart type inter-population** Est une mesure statistique utilisée pour évaluer la dispersion des résultats d'une population. Dans ce cas précis, pour déterminer le degré de dispersion des résultats de tous les participants, nous avons calculé les écarts types pour chaque paramètre et pour chaque main. Pour cela, nous avons utilisé les mesures de tous les échantillons de tous leurs tests. Ces écarts types inter-population nous permettent ainsi d'avoir une idée de la variabilité des résultats des participants pour chaque paramètre. Ils constituent une information importante pour évaluer la fiabilité des mesures obtenues et pour comparer les performances des différents participants.
3. **Écart type relatif** En l'absence de valeurs de référence permettant une comparaison directe avec nos résultats, nous avons choisi d'utiliser l'écart-type relatif pour évaluer la cohérence des mesures proposées. L'écart-type relatif, une mesure statistique, permet de quantifier la dispersion relative des données par rapport à leur moyenne. Cette stratégie nous permet d'examiner la cohérence et la précision inhérentes à nos mesures, même en l'absence de valeurs de référence. En adoptant cette approche, nous sommes en mesure d'évaluer la fiabilité de nos résultats, soulignant ainsi la robustesse de notre approche d'évaluation.

4.3.3 Résultats

Les mesures de la ROM

La mesure de ce paramètre a été obtenue à l'aide de l'Équation 3.1.

Tous les participants ont effectué l'intégralité des mouvements demandés et toutes les données ont été collectées avec succès. Ces tests portaient spécifiquement sur deux gestes fondamentaux : l'ouverture et la fermeture de la main. Afin d'assurer une analyse approfondie des résultats, nous avons récupéré les moyennes, les écarts-types et les écarts-types relatifs des mesures enregistrées lors de chaque itération du test. Cette procédure a été effectuée à la fois pour tous les participants et pour chaque doigt spécifique (*Index, Majeur, Annulaire, Auriculaire*). Ces données sont présentées dans les tableaux (Tableau 4.2, Tableau 4.3, Tableau 4.4, Tableau 4.5 respectivement).

Pour le premier geste, la fermeture de la main, la performance maximale a été déterminée par la distance minimale entre les extrémités des doigts et la paume de la main. L'*Auriculaire* présentait l'écart-type le plus faible pour la mesure de la ROM de ce geste, avec un écart-type de 1,869 mm et un écart-type relatif de 4,90%. D'autre part, l'*Index* présentait l'écart-type le plus élevé pour la mesure de l'amplitude de mouvement de ce geste, avec un écart-type de 3,769 mm et un écart-type relatif de 8,03%. Pour le geste d'ouverture de la main, la performance maximale est déterminée par la distance maximale entre les extrémités des doigts et la paume de la main. L'*Auriculaire* a enregistré l'écart-type le plus faible pour la mesure de l'amplitude de mouvement de ce geste, avec un écart-type de 2,124 mm et un écart-type relatif de 2,28%. Le *Majeur* a enregistré l'écart-type le plus élevé pour la mesure de l'amplitude de mouvement de ce geste, avec un écart-type de 3,026 mm et un écart-type relatif de 2,69%.

TABLE 4.2 – Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des distances minimales et maximales entre l'index et la paume de la main mesurées par le système LMC, pour chaque participant.

| Participant | Minimum(D(Index,Paume))[mm] | | | Maximum(D(Index,Paume))[mm] | | |
|---------------|-----------------------------|--------------|--------------------|-----------------------------|--------------|--------------------|
| | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif |
| 1 | 45,560 | 1,571 | 3.44 | 106,519 | 0,681 | 3.44 |
| 2 | 44,812 | 1,742 | 3.88 | 103,720 | 0,543 | 0.52 |
| 3 | 48,302 | 1,448 | 1.99 | 111,314 | 0,474 | 0.42 |
| 4 | 43,079 | 1,808 | 4.19 | 110,058 | 2,166 | 1.96 |
| 5 | 45,230 | 1,592 | 3.52 | 106,418 | 0,714 | 0.67 |
| 6 | 53,226 | 1,321 | 2.48 | 110,718 | 0,625 | 0.56 |
| Totale | 46,894 | 3,769 | 8.03 | 108,291 | 2,923 | 2.69 |

Les mesures d'angles de Flexion/Extension

L'Équation 3.4 a été utilisée pour mesurer ce paramètre.

Les données ont été recueillies en même temps que les mesures de la ROM. Comme pour la ROM, les gestes d'ouverture et de fermeture de la main ont été pris en compte dans ces tests. Pour analyser les résultats, nous avons extrait les valeurs moyennes, les écarts types et les écarts types relatifs des mesures prises à chaque itération du test, à la fois pour tous les participants et pour chaque doigt concerné (*Index, Majeur, Annulaire,*

TABLE 4.3 – Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des distances minimales et maximales entre le Majeur et la paume de la main mesurées par le système LMC, pour chaque participant.

| Participant | Minimum(D(Majeur,Paume))[mm] | | | Maximum(D(Majeur,Paume))[mm] | | |
|---------------|------------------------------|--------------|--------------------|------------------------------|--------------|--------------------|
| | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif |
| 1 | 39,451 | 1,796 | 4.55 | 110,420 | 0,69 | 4.55 |
| 2 | 38,561 | 1,717 | 4.45 | 108,093 | 0,87 | 0.8 |
| 3 | 40,760 | 0,433 | 1.06 | 114,893 | 0,515 | 0.44 |
| 4 | 37,2962 | 1,521 | 4.07 | 115,187 | 2,351 | 2.04 |
| 5 | 39,040 | 1,765 | 4.52 | 110,374 | 0,822 | 0.74 |
| 6 | 43,473 | 0,637 | 1.46 | 115,084 | 0,556 | 0.48 |
| Totale | 39,877 | 2,437 | 6.11 | 107,202 | 3,026 | 2.69 |

TABLE 4.4 – Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des distances minimales et maximales entre l'Annulaire et la paume de la main mesurées par le système LMC, pour chaque participant.

| Participant | Minimum(D(Annulaire,Paume))[mm] | | | Maximum(D(Annulaire,Paume))[mm] | | |
|---------------|---------------------------------|--------------|--------------------|---------------------------------|--------------|--------------------|
| | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif |
| 1 | 35,116 | 0,827 | 2.35 | 105,440 | 0,896 | 2.35 |
| 2 | 34,503 | 1,556 | 4.50 | 102,653 | 0,714 | 0.69 |
| 3 | 35,232 | 0,648 | 1.83 | 109,497 | 0,593 | 0.54 |
| 4 | 32,455 | 1,393 | 4.29 | 109,648 | 1,682 | 1.53 |
| 5 | 35,026 | 0,910 | 2.6 | 105,476 | 1,074 | 1.0.1 |
| 6 | 38,158 | 0,587 | 1.53 | 109,546 | 0,485 | 0.44 |
| Totale | 35,153 | 2,007 | 5.70 | 107,202 | 2,838 | 2.64 |

Auriculaire). Ces données sont présentées dans les tableaux (Tableau 4.6, Tableau 4.7, Tableau 4.8, Tableau 4.9 respectivement).

Ainsi, Le premier geste était la fermeture de la main, où l'angle minimum de flexion de chaque doigt était pris en considération. L'*Auriculaire* a présenté l'écart-type le plus faible pour la mesure de l'angle de ce geste, avec un écart-type de 6,495° et un écart type relatif de 8,47%. D'autre part, l'*Index* a présenté l'écart-type le plus élevé pour la mesure de l'angle de ce geste, avec un écart-type de 7,743° et un écart-type relatif de 8,81%.

TABLE 4.5 – Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des distances minimales et maximales entre l'Auriculaire et la paume de la main mesurées par le système LMC, pour chaque participant.

| Participant | Minimum(D(Auriculaire,Paume)[mm]) | | | Maximum(D(Auriculaire,Paume)[mm]) | | |
|---------------|-----------------------------------|--------------|--------------------|-----------------------------------|--------------|--------------------|
| | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif |
| 1 | 38,002 | 1,073 | 2.82 | 91,833 | 0,805 | 2.82 |
| 2 | 36,877 | 1,506 | 4.08 | 89,875 | 0,693 | 0.77 |
| 3 | 38,470 | 0,420 | 1.09 | 94,786 | 0,632 | 0.66 |
| 4 | 36,111 | 1,271 | 3.51 | 94,176 | 1,717 | 1.82 |
| 5 | 37,829 | 1,219 | 3.22 | 91,696 | 0,86 | 0.93 |
| 6 | 40,952 | 0,399 | 0.97 | 95,184 | 0,474 | 0.49 |
| Totale | 38,124 | 1,869 | 4.90 | 93,051 | 2,124 | 2.28 |

Le second geste était l'ouverture de la main, où l'angle maximal de flexion de chaque doigt était pris en considération. L'*Annulaire* a présenté l'écart-type le plus faible pour la mesure de l'angle de ce geste, avec un écart-type de 0,38° et un écart-type relatif de 0,21%. En revanche, l'*Auriculaire* a présenté l'écart-type le plus élevé pour la mesure de l'angle de ce geste, avec un écart-type de 7,44° et un écart-type relatif de 4,27%.

TABLE 4.6 – Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des angles minimum et maximum de flexion de l'index mesurés par le système LMC, pour chaque participant.

| Participant | Minimum($(\angle Flexion_{Index})$)[°] | | | Maximum($(\angle Flexion_{Index})$)[°] | | |
|---------------|--|--------------|--------------------|--|-------------|--------------------|
| | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif |
| 1 | 84,403 | 6,659 | 7.89 | 177,853 | 2,422 | 1.36 |
| 2 | 85,586 | 2,54 | 2.96 | 179,77 | 0,29 | 0.16 |
| 3 | 88,125 | 6,441 | 7.3 | 179,69 | 0,26 | 0.14 |
| 4 | 85,12 | 7,45 | 8.75 | 179,73 | 0,52 | 0.28 |
| 5 | 83,398 | 7,451 | 8.93 | 178,17 | 1,57 | 0.88 |
| 6 | 98,298 | 3,472 | 3.53 | 179,88 | 0,06 | 0.03 |
| Totale | 87,797 | 7,743 | 8.81 | 179,19 | 1,44 | 0.80 |

TABLE 4.7 – Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des angles minimum et maximum de flexion du Majeur mesurés par le système LMC, pour chaque participant.

| Participant | Minimum($(\angle Flexion_{Majeur})$)[°] | | | Maximum($(\angle Flexion_{Majeur})$)[°] | | |
|---------------|---|-------------|--------------------|---|-------------|--------------------|
| | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif |
| 1 | 79,988 | 7,796 | 9.74 | 179,503 | 1,256 | 0.69 |
| 2 | 81,538 | 4,599 | 5.64 | 179,78 | 0,3 | 0.16 |
| 3 | 78,36 | 8,53 | 10.88 | 179,88 | 0,11 | 0.06 |
| 4 | 82,047 | 6,748 | 8.22 | 179,67 | 0,48 | 0.26 |
| 5 | 79,193 | 8,044 | 10.15 | 179,87 | 0,11 | 0.06 |
| 6 | 87,644 | 3,996 | 4.55 | 179,62 | 0,43 | 0.23 |
| Totale | 81,585 | 7,17 | 8.78 | 179,7 | 0,61 | 0.34 |

TABLE 4.8 – Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des angles minimum et maximum de flexion de l'Annulaire mesurés par le système LMC, pour chaque participant.

| Participant | Minimum($(\angle Flexion_{Annulaire})$)[°] | | | Maximum($(\angle Flexion_{Annulaire})$)[°] | | |
|---------------|--|--------------|--------------------|--|-------------|--------------------|
| | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif |
| 1 | 79,288 | 8,014 | 10.10 | 179,7 | 0,353 | 0.19 |
| 2 | 82,318 | 4,921 | 5.97 | 179,92 | 0,1 | 0.05 |
| 3 | 76,609 | 6,315 | 8.24 | 179,42 | 0,52 | 0.28 |
| 4 | 81,824 | 5,9 | 7.21 | 179,66 | 0,48 | 0.26 |
| 5 | 79,068 | 7,71 | 9.75 | 179,79 | 0,19 | 0.10 |
| 6 | 87,011 | 4,511 | 5.18 | 179,75 | 0,32 | 0.17 |
| Totale | 81,095 | 6,871 | 8.47 | 179,7 | 0,38 | 0.21 |

4.3.4 Discussions

Les mesures de la ROM ont été effectuées à l'aide de notre système développé avec le moteur de jeu Unity 3D. Le modèle de la main utilisé est un objet 3D du jeu. Pour calculer les distances entre les doigts et la paume de la main, nous calculons en fait la distance entre les centres de gravité des objets 3D représentant les parties concernées de la main. Ceci explique que les distances minimales entre les doigts et la paume de la main obtenues, lorsque le participant rapproche les doigts le plus possible de la paume, sont éloignées de zéro. En outre, si nous considérons la distance maximale entre les doigts et

TABLE 4.9 – Écarts types, écarts types relatifs et moyennes des angles minimum et maximum de flexion de l'Auriculaire mesurés par le système LMC, pour chaque participant..

| Participant | Minimum($(\angle Flexion_{Auriculaire})$)[°] | | | Maximum($(\angle Flexion_{Auriculaire})$)[°] | | |
|---------------|--|--------------|--------------------|--|-------------|--------------------|
| | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif | Moyenne | Écart-type | Écart-type Relatif |
| 1 | 72,618 | 6,502 | 8.94 | 177,914 | 2,894 | 1.62 |
| 2 | 78,685 | 2,239 | 2.84 | 164,64 | 7,35 | 4.46 |
| 3 | 75,023 | 3,778 | 5.03 | 179,76 | 0,27 | 0.15 |
| 4 | 79,317 | 9,05 | 11.4 | 176,76 | 4,97 | 2.81 |
| 5 | 72,12 | 6,481 | 8.98 | 178,46 | 1,34 | 0.75 |
| 6 | 81,454 | 3,511 | 4.31 | 167,5 | 6,74 | 4.02 |
| Totale | 76,657 | 6,495 | 8.47 | 174 | 7,44 | 4.27 |

la paume de la main comme une estimation approximative de la longueur de la main, les résultats moyens obtenus pour la main sont similaires aux mesures de la longueur de la main rapportées dans l'étude de (KOTER et al. 2022), ce qui suggère que les valeurs moyennes de la longueur de la main obtenues dans notre étude sont comparables à celles obtenues précédemment par d'autres expérimentateurs. Ces constatations renforcent la validité de nos résultats et mettent en évidence la cohérence des mesures de la longueur de la main dans différentes populations ou échantillons.

Les résultats montrent une variation de l'écart-type relatif moins importante pour le geste d'ouverture que pour le geste de fermeture. Ce constat peut être expliqué par la méthodologie de mesure, qui est basée sur les positions géométriques du bout des doigts et de la paume de la main. Lors du geste d'ouverture, les positions des différentes articulations de la main restent constantes, ce qui conduit à une plus grande cohérence des mesures. En revanche, lors de la mesure de la distance minimale, celle-ci peut varier en fonction de la position des doigts par rapport au centre de la paume. Chaque individu a sa propre façon d'effectuer ce geste et de positionner les doigts par rapport à la paume. Ces variations individuelles contribuent à la dispersion observée dans les résultats pour le geste de fermeture. Ainsi, la différence de cohérence entre les gestes d'ouverture et de fermeture peut être attribuée aux variations individuelles naturelles dans la manière de positionner les doigts lors du geste de fermeture.

Par ailleurs, notre objectif principal n'était pas de mesurer la répétabilité du capteur, sa faisabilité ayant déjà été démontrée dans la littérature ((SOUZA, GONÇALVES et

CARBONE 2021) et (KOTER et al. 2022)), mais plutôt de vérifier si les mesures effectuées étaient répétables, afin qu'elles puissent être utilisées comme paramètres pour évaluer les fonctions motrices des patients et estimer leurs progrès au cours du processus de rééducation. Pour cette raison, notre procédure de mesure ne comportait pas de protocole strict et nous avons laissé les participants effectuer les mouvements demandés librement et sans contrainte. Cette approche est similaire à la phase de calibration du système, où l'on prend en compte le niveau de motricité du patient.

Ainsi, bien que nos résultats montrent des écarts types légèrement plus élevés pour les mesures de distance par rapport à l'étude (KOTER et al. 2022), ils restent cohérents avec notre objectif de mesurer les fonctions motrices des patients dans un contexte de rééducation. Les mesures d'angle de flexion, en revanche, ont montré une meilleure répétabilité. De plus, la précision de nos mesures est remarquable en ce qui concerne l'angle de flexion maximale observé sur l'ensemble des doigts, proche d'une valeur de 180 degrés, qui correspond à l'ouverture maximale de la main, ce qui est encourageant pour l'utilisation de ces mesures en tant que paramètres d'évaluation des progrès du patient.

4.4 Évaluation clinique et tests préliminaires

En effet, pour les tests cliniques préliminaires de notre système, nous avons procédé à une évaluation subjective basée sur des questionnaires. L'objectif principal de cette évaluation était de mesurer le degré de satisfaction exprimé par les patients à l'égard de notre système. Pour ce faire, nous nous sommes basés sur deux principaux questionnaires reconnus dans le domaine de la recherche sur l'expérience utilisateur.

Tout d'abord, pour évaluer la convivialité et l'efficacité opérationnelle de notre système, nous avons choisi d'utiliser une échelle bien établie dans le domaine de l'utilisabilité : le System Usability Scale (SUS). Ce questionnaire standardisé nous a permis d'obtenir des informations précieuses sur la perception qu'ont les utilisateurs de la facilité d'utilisation, de la complexité perçue et de l'efficacité globale du système. Les réponses recueillies au moyen du SUS ont fourni une base solide pour l'évaluation quantitative de la dimension pratique de l'expérience de l'utilisateur.

Par ailleurs, nous souhaitons également explorer en profondeur l'expérience subjective des participants qui interagissent avec notre système. À cette fin, nous avons choisi d'intégrer l'IMI (Inventaire de motivation intrinsèque) dans notre processus d'évaluation. Cette approche nous a permis de mesurer les motivations internes des utilisateurs, leur niveau

d'intérêt, de plaisir et d'engagement lors de l'interaction avec le système. En recueillant ces informations, nous avons pu obtenir une vue d'ensemble qualitative et multidimensionnelle des réactions émotionnelles et cognitives suscitées par notre système.

4.4.1 Données démographiques et cliniques

Au total, onze participants ont été recrutés, dont neuf hommes et deux femmes. Ces patients n'étaient pas les mêmes que ceux qui avaient participé au processus de conception. Tous étaient victimes d'un AVC. L'âge des patients allait de 43 à 81 ans, avec un âge moyen de 66.2 (± 10.31) ans. Les données démographiques des patients sont présentées dans le Tableau 4.10

TABLE 4.10 – Données démographiques des participants à l'évaluation de l'utilisabilité et de l'acceptabilité du dispositif.

| Patient | Age(Ans) | Sexe | Côté altéré | Depuis l'AVC (Mois) | Expérience en jeux vidéo |
|---------|----------|----------|-------------|---------------------|--------------------------|
| 1 | 58 | Masculin | Gauche | 2 | Oui |
| 2 | 75 | Féminin | Gauche | 3 | Oui |
| 3 | 81 | Masculin | Gauche | 2 | Non |
| 4 | 66 | Masculin | Droit | 6 | Non |
| 5 | 68 | Masculin | Gauche | 1 | Non |
| 6 | 74 | Masculin | Droit | 5 | Non |
| 7 | 59 | Masculin | Droit | 24 | Oui |
| 8 | 69 | Féminin | Gauche | 48 | Non |
| 9 | 64 | Masculin | Droit | 12 | Non |
| 10 | 72 | Masculin | Droit | 36 | Non |
| 11 | 43 | Masculin | Droit | 11 | Non |

4.4.2 Procédure expérimentale

1. Le sujet remplit d'abord un bref questionnaire pour recueillir ses données démographiques et cliniques qui seront utilisées pour créer un profil dans la base de données du système (voir la Figure 4.2).
2. Le sujet est ensuite invité à s'asseoir confortablement devant l'écran et à placer sa main hémiplegique sur la table et en dessous du capteur Leap Motion, dans son

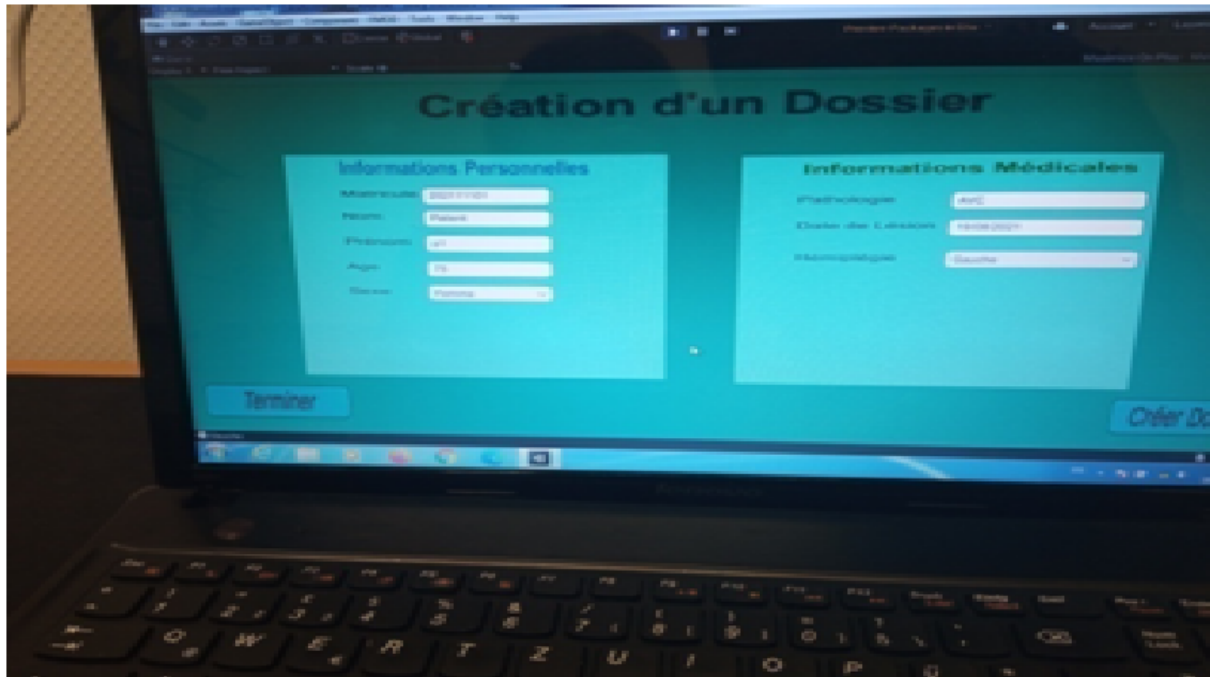


FIGURE 4.2 – Création d'un dossier pour le patient dans la base de données (BOUATROUS et al. 2023).

champ de vision.

3. Le sujet dispose ensuite de 30 secondes pour enregistrer la ROM initiale de sa main, en effectuant les tâches de base d'ouverture et de fermeture de la main autant que possible (voir la Figure 4.3).
4. Une fonction de pause est déclenchée après la calibration du système pour permettre un repos de 30 secondes (voir la Figure 4.4).
5. L'environnement virtuel dans lequel l'exergame sera joué apparaît, et le patient commence par récolter les fruits présents sur l'arbre et les déposer dans le panier (voir la Figure 4.5).
6. Le sujet remplit ensuite le questionnaire d'évaluation.

En effet, la réalité virtuelle représente une technologie innovante pour nos patients qui, jusqu'à présent, n'ont jamais eu l'occasion de l'expérimenter. Afin d'assurer une introduction en douceur à cette nouvelle technologie, et d'éviter toute confusion due à son caractère innovant, nous avons intégré dans notre processus d'évaluation trois sessions spécifiquement dédiées à son utilisation (phase de familiarisation). Ces séances de familiarisation ont été soigneusement conçues pour permettre aux patients de se familiariser avec



FIGURE 4.3 – Un patient en phase de calibration du système (BOUATROUS et al. 2023).



FIGURE 4.4 – Un patient en phase de repos (BOUATROUS et al. 2023).



FIGURE 4.5 – Un patient pratique un Exergame (BOUATROUS et al. 2023).

cet outil innovant et de développer une compréhension approfondie de son utilisation. Les patients sont guidés à travers ces séances avant d’aborder les questions d’évaluation et d’examiner l’utilité et l’acceptabilité de la réalité virtuelle dans le cadre de leur thérapie. Le questionnaire a été administré à la fin de la troisième session d’utilisation du système, assurant ainsi une évaluation complète de leur expérience tout en permettant d’identifier d’éventuels changements dans leur perception après une période d’interaction avec le système.

4.4.3 Résultats

Utilisabilité

Pour évaluer la convivialité du système, nous avons administré le questionnaire normalisé SUS. L’échelle d’utilisabilité des systèmes (SUS) est un outil précieux et rentable pour évaluer l’expérience de l’utilisateur et l’utilisabilité d’un produit, qu’il s’agisse d’un site web, d’un téléphone portable, d’un système interactif de réponse vocale, d’une application TV ou de tout autre produit. Le SUS offre un moyen simple et efficace d’obtenir un score compréhensible, allant de 0 (très négatif) à 100 (très positif)(BANGOR, KORTUM et

MILLER 2009), permettant d'évaluer la satisfaction de l'utilisateur à l'égard du système testé. Il se compose de 10 questions, conçues pour déterminer le niveau de satisfaction de l'utilisateur vis-à-vis du système, en tenant compte de trois aspects clés de la facilité d'utilisation : l'efficacité, l'efficience et la satisfaction.

Pour évaluer l'utilisabilité d'un système à l'aide du SUS, il est essentiel de mesurer l'expérience subjective de l'utilisateur. Chaque question du questionnaire est formulée sous forme d'affirmation et utilise une échelle de Likert en cinq points, offrant cinq réponses possibles allant de "Pas du tout d'accord" à "Tout à fait d'accord". Ces réponses fournissent des données quantitatives sur la perception de l'utilisateur.

le questionnaire SUS comprend les questions figurant dans le Tableau 4.11

TABLE 4.11 – Questionnaire SUS.

| | |
|-----|---|
| Q1 | Je pense que j'aimerais utiliser ce système fréquemment |
| Q2 | J'ai trouvé ce système inutilement complexe |
| Q3 | J'ai trouvé ce système facile à utiliser |
| Q4 | Je pense que j'aurais besoin d'un support technique pour être capable d'utiliser ce système |
| Q5 | J'ai trouvé que les différentes fonctions de ce système étaient bien intégrées |
| Q6 | J'ai trouvé qu'il y avait trop d'incohérences dans ce système |
| Q7 | Je suppose que la plupart des gens apprendraient très rapidement à utiliser ce système |
| Q8 | J'ai trouvé ce système très contraignant à utiliser |
| Q9 | Je me suis senti(e) très confiant(e) en utilisant ce système |
| Q10 | J'ai dû apprendre beaucoup de choses avant de me sentir familiarisé(e) avec ce système |

Tous les patients qui ont participé à l'évaluation de l'utilisabilité de notre système ont répondu aux questions du SUS. Les résultats obtenus pour un échantillon de 11 utilisateurs (patients) sont présentés dans le Tableau 4.12.

Les questions paires ont été inversées (négation) dans les résultats pour faciliter la lecture et sont indiquées par le signe \neg . Le résultat final du questionnaire est utilisé pour calculer un score de satisfaction, allant de 0 à 100. Pour obtenir ce score, nous calculons d'abord la valeur moyenne de la somme des réponses à toutes les questions. Cette valeur moyenne est ensuite multipliée par 2,5. Plus le score SUS est élevé, meilleure est la convivialité du système. Un score de 60 à 100 est généralement considéré comme représentant une facilité d'utilisation acceptable à excellente, indiquant que le système est convivial et satisfaisant pour les utilisateurs.

Le score SUS obtenu par chaque participant est illustré en détail dans la Figure 4.6, qui donne un aperçu des résultats SUS individuels.

TABLE 4.12 – Résultats SUS des patients (n=11).

| Variable | Minimum | Maximum | Moyenne | Écart-type |
|---------------|-----------|------------|--------------|--------------|
| Q1 | 1 | 4 | 3.09 | 0.83 |
| ¬Q2 | 1 | 4 | 2.9 | 1.13 |
| Q3 | 1 | 4 | 3 | 0.89 |
| ¬Q4 | 1 | 4 | 2.09 | 1.37 |
| Q5 | 3 | 4 | 3.63 | 0.5 |
| ¬Q6 | 2 | 4 | 3.45 | 1.68 |
| Q7 | 1 | 4 | 3 | 1.09 |
| ¬Q8 | 1 | 4 | 2.9 | 1.51 |
| Q9 | 1 | 4 | 2.81 | 1.25 |
| ¬Q10 | 1 | 4 | 1.81 | 1.16 |
| Totale | 55 | 100 | 71.81 | 11.24 |

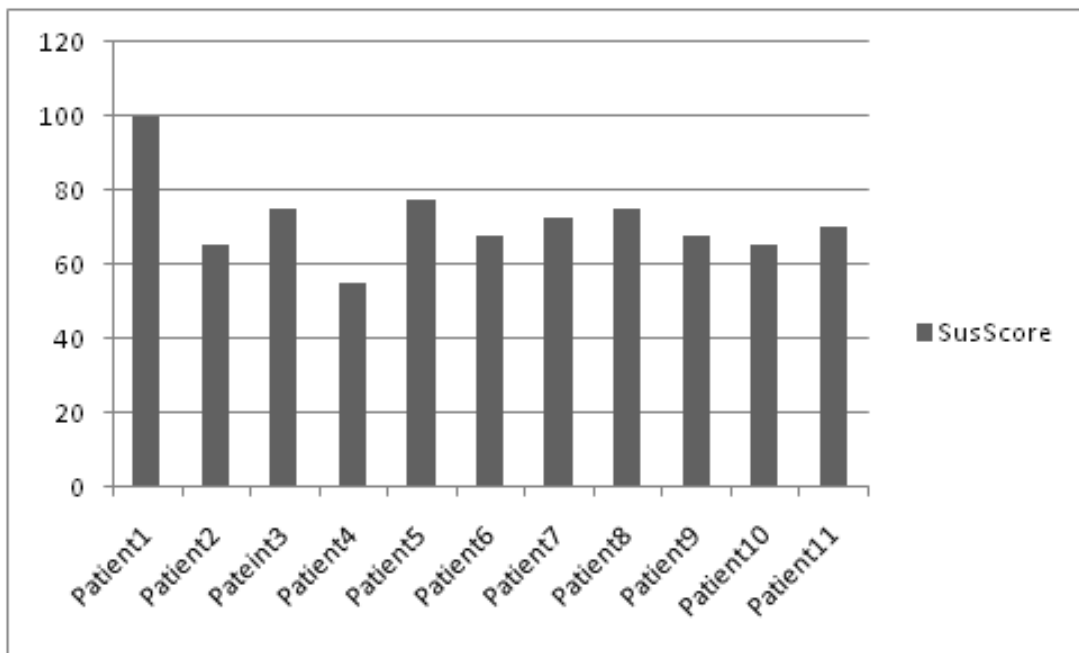


FIGURE 4.6 – Le score SUS de chaque participant (BOUATROUS et al. 2023).

Difficulté

Afin d'évaluer comment les patients perçoivent leurs propres compétences ou capacités à utiliser notre système, il est nécessaire d'analyser comment ils évaluent leurs compétences dans les différents jeux interactifs du système, ainsi que dans les tâches associées à ces jeux.

La corrélation entre la difficulté des jeux proposés et les capacités motrices du patient sera ainsi évaluée, afin de déterminer si l'ajustement de la difficulté en fonction des capacités motrices du patient est efficace. Comme indiqué précédemment, nous avons procédé à une évaluation subjective. Par conséquent, les participants ont répondu à la sous-section "compétence perçue" de l'IMI afin d'évaluer leur propre perception de la difficulté.

L'inventaire de la motivation intrinsèque (IMI) évalue l'expérience subjective des participants à l'égard d'une activité cible (FRANCK, TIMMERMANS et SEELEN 2013). Il comprend un questionnaire avec 6 sous-échelles qui évaluent divers aspects de l'activité : intérêt/plaisir, compétence perçue, effort/importance, valeur/utilité, pression/tension et choix perçu. C'est un instrument à échelle de Likert en 7 points.

Les questions de la sous-section "compétence perçue" de l'IMI sont présentées dans le Tableau 4.13.

TABLE 4.13 – Questions de la sous-section compétence perçue (perceived competence) de l'IMI.

| | |
|-----------|--|
| Q1 | Je pense être assez bon dans cette activité |
| Q2 | Après un peu de pratique, je me suis senti vraiment performant |
| Q3 | Je suis satisfait de ma performance dans cette activité |
| Q4 | J'étais assez habile dans cette activité |
| Q5 | C'était une activité que je ne pouvais pas très bien faire |

Les résultats obtenus pour un échantillon de 11 utilisateurs (patients) sont présentés dans le Tableau 4.14.

TABLE 4.14 – Résultats de la sous-section compétence perçue (perceived competence) de l'IMI pour les patients (n=11).

| Variable | Minimum | Maximum | Moyenne | Écart-type |
|-----------------|----------------|----------------|----------------|-------------------|
| Q1 | 3 | 7 | 5,45 | 1,43 |
| Q2 | 4 | 7 | 5,81 | 0,98 |
| Q3 | 3 | 6 | 5,36 | 1,12 |
| Q4 | 3 | 6 | 4,54 | 1,43 |
| ¬Q5 | 2 | 7 | 4,9 | 1,75 |
| Totale | 3.4 | 6.4 | 5.21 | 1.01 |

Le score de la sous-section "compétence perçue" de l'IMI, obtenu par chaque participant est illustré en détail dans la Figure 4.7, qui donne un aperçu des résultats individuels de la sous-section "compétence perçue" de l'IMI .

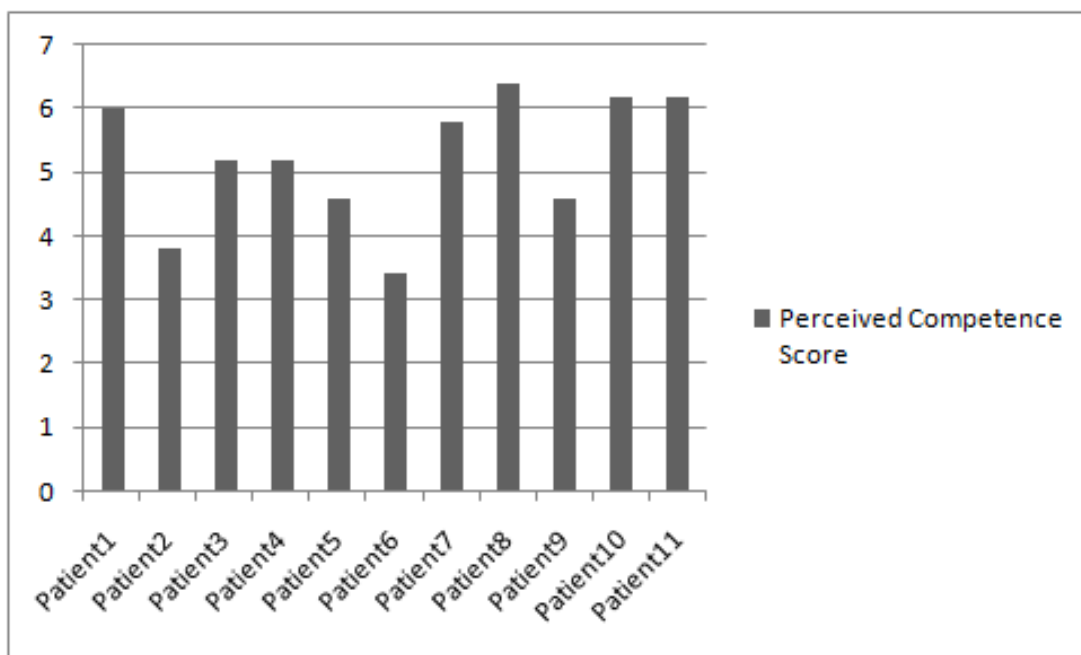


FIGURE 4.7 – Le score de la sous-section compétence perçue (perceived competence) de l'IMI de chaque participant.

Effort et Importance

Afin d'évaluer subjectivement la manière dont les individus perçoivent la demande d'effort et l'importance des tâches requises par le système pour leur propre expérience, nous avons utilisé la sous-section "Effort et Importance" de l'IMI. Cette méthode nous a permis de déterminer l'effort que les participants estimaient devoir fournir pour accomplir les tâches et les activités imposées par le système, tout en évaluant le degré d'importance qu'ils accordaient à ces mêmes tâches. L'importance perçue peut prendre différentes formes, notamment la pertinence personnelle par rapport à leurs objectifs individuels, leur intérêt pour la rééducation et la récupération des fonctions perdues, ou l'évaluation de la relation entre l'effort perçu et l'importance perçue. L'analyse de ces éléments nous permet de mieux comprendre comment les participants évaluent la charge cognitive et la signification des activités que le système leur propose, ce qui peut influencer leur engagement et leur motivation à les réaliser.

Les questions de la sous-section "effort et importance" de l'IMI sont présentées dans le Tableau 4.15.

Les résultats obtenus pour un échantillon de 11 utilisateurs (patients) sont présentés

TABLE 4.15 – Questions de la sous-section effort et importance (effort importance) de l’IMI.

| | |
|-----------|--|
| Q1 | J’ai fait beaucoup d’effort durant l’activité |
| Q2 | Je n’ai pas vraiment essayé de bien faire cette activité |
| Q3 | J’ai vraiment essayé de bien faire cette activité |
| Q4 | C’était important pour moi de bien faire cette activité |
| Q5 | Je n’ai pas mis beaucoup d’énergie dans cette activité |

dans le Tableau 4.16.

TABLE 4.16 – Résultats de la sous-section effort et importance (effort importance) de l’IMI pour les patients (n=11).

| Variable | Minimum | Maximum | Moyenne | Écart-type |
|---------------|------------|----------|-------------|------------|
| Q1 | 3 | 7 | 5,7 | 1,25 |
| ¬Q2 | 1 | 7 | 6,18 | 1,83 |
| Q3 | 5 | 7 | 6,63 | 0,67 |
| Q4 | 3 | 7 | 6,27 | 1,42 |
| ¬Q5 | 1 | 7 | 5,72 | 1,84 |
| Totale | 4.4 | 7 | 6.09 | 0.9 |

Le score de la sous-section "effort et importance" de l’IMI, obtenu par chaque participant est illustré en détail dans la Figure 4.8, qui donne un aperçu des résultats individuels de la sous-section "effort et importance" de l’IMI .

Motivation

Parmi les sous-sections du questionnaire IMI, la sous-section " intérêt et plaisir " mesure spécifiquement la motivation intrinsèque auto-déclarée, tandis que les autres servent de prédicteurs positifs ou négatifs de la motivation intrinsèque (DAVID 2019). Par conséquent, afin d’évaluer la motivation des patients à utiliser notre système, nous avons administré les questions des deux sous-sections de l’IMI :

1. **La sous-section "intérêt et amusement"** Pour évaluer dans quelle mesure les patients trouvent les activités suggérées par le système intéressantes et amusantes. Cette dimension est essentielle pour comprendre la motivation intrinsèque, car lorsqu’une personne trouve une activité agréable et intéressante, elle est plus susceptible de s’y engager volontairement et avec enthousiasme, ce qui est un aspect clé d’un processus de rééducation réussi.

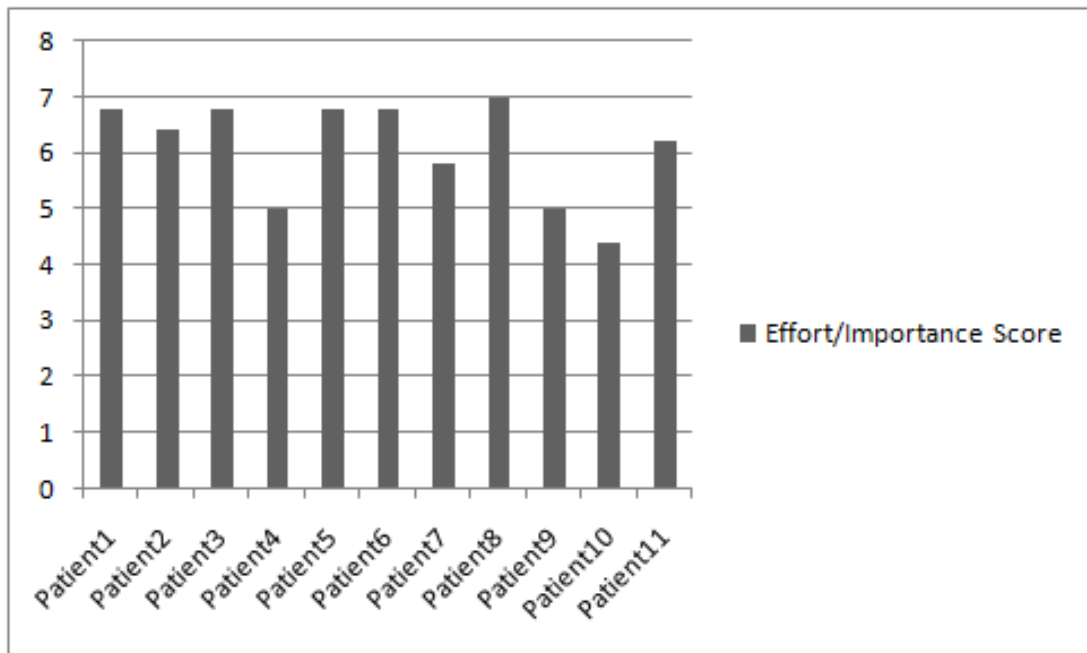


FIGURE 4.8 – Le score de la sous-section effort et importance (effort importance) de l’IMI de chaque participant.

Les questions de la sous-section "intérêt et amusement" de l’IMI sont présentées dans le Tableau 4.17.

TABLE 4.17 – Questions de la sous-section intérêt et amusement (interest enjoyment) de l’IMI.

| | |
|----|---|
| Q1 | J’ai beaucoup apprécié faire cette activité |
| Q2 | Cette activité a été amusante à faire |
| Q3 | J’ai trouvé cette activité ennuyante |
| Q4 | Cette activité n’a pas du tout retenu mon attention |
| Q5 | Je trouve cette activité très intéressante |
| Q6 | J’ai trouvé cette activité plutôt appréciable |
| Q7 | En faisant cette activité, je pensais combien je l’appréciais |

Les résultats obtenus pour un échantillon de 11 utilisateurs (patients) sont présentés dans le Tableau 4.18. Le score de la sous-section "intérêt et amusement" de l’IMI, obtenu par chaque participant est illustré en détail dans la Figure 4.9, qui donne un aperçu des résultats individuels de la sous-section "intérêt et amusement" de l’IMI.

2. **La sous-section "valeur et utilité"** Pour évaluer dans quelle mesure les par-

TABLE 4.18 – Résultats de la sous-section intérêt et amusement (interest enjoyment) de l'IMI pour les patients (n=11).

| Variable | Minimum | Maximum | Moyenne | Écart-type |
|---------------|----------|----------|------------|------------|
| Q1 | 4 | 7 | 6,27 | 0,9 |
| Q2 | 4 | 7 | 6,09 | 1,13 |
| ¬Q3 | 4 | 7 | 6,54 | 1,03 |
| ¬Q4 | 1 | 7 | 5,18 | 2,13 |
| Q5 | 4 | 7 | 6,63 | 0,92 |
| Q6 | 4 | 7 | 6,36 | 0,92 |
| Q7 | 4 | 7 | 6,36 | 0,92 |
| Totale | 4 | 7 | 6.2 | 0.9 |

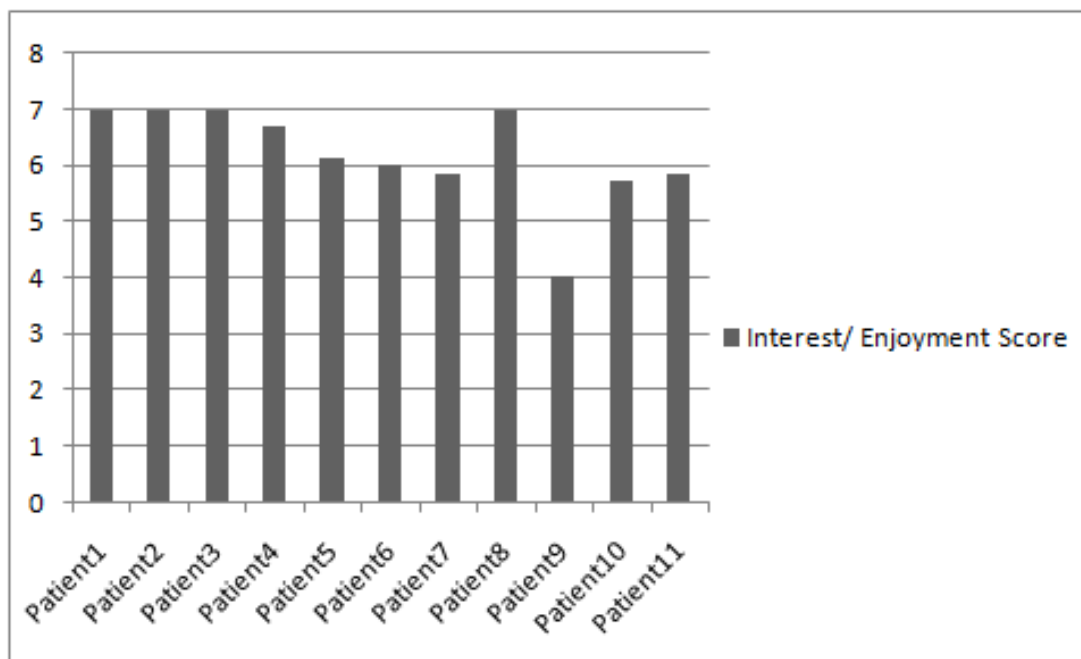


FIGURE 4.9 – Le score de la sous-section intérêt et amusement (interest enjoyment) de l'IMI de chaque participant.

Participants estiment que leurs motivations interpersonnelles sont valables et utiles. Afin de comprendre si les individus pensent que leurs comportements sont basés sur des motivations appropriées et significatives.

Les questions de la sous-section "valeur et utilité" de l'IMI sont présentées dans le Tableau 4.19. Les résultats obtenus pour un échantillon de 11 utilisateurs (patients) sont présentés dans le Tableau 4.20. Le score de la sous-section "valeur et

TABLE 4.19 – Questions de la sous-section valeur et utilité (value usefulness) de l'IMI.

| | |
|-----------|--|
| Q1 | Je crois que cette activité peut m'apporter quelque chose |
| Q2 | Je crois que cette activité est utile pour la rééducation de mon bras |
| Q3 | Je pense qu'il est important de faire cette activité car elle peut me faire progresser |
| Q4 | Je serais volontaire pour refaire cette activité car elle m'apporte quelque chose |
| Q5 | Je pense que faire cette activité peut m'aider à améliorer la fonction de mon bras |
| Q6 | Je pense que pratiquer cette activité peut m'être bénéfique |
| Q7 | Je pense que c'est une activité importante |

TABLE 4.20 – Résultats de la sous-section valeur et utilité (value usefulness) de l'IMI pour les patients (n=11).

| Variable | Minimum | Maximum | Moyenne | Écart-type |
|---------------|----------|----------|-------------|-------------|
| Q1 | 4 | 7 | 6,63 | 0,92 |
| Q2 | 4 | 7 | 6,54 | 0,93 |
| Q3 | 4 | 7 | 6,54 | 0,93 |
| Q4 | 4 | 7 | 6,63 | 0,92 |
| Q5 | 4 | 7 | 6,45 | 0,93 |
| Q6 | 4 | 7 | 6,63 | 0,92 |
| Q7 | 4 | 7 | 6,63 | 0,92 |
| Totale | 4 | 7 | 6.58 | 0.89 |

utilité" de l'IMI, obtenu par chaque participant est illustré en détail dans la Figure 4.10, qui donne un aperçu des résultats de la sous-section "valeur et utilité" de l'IMI individuels.

Le Tableau 4.21 présente les scores IMI moyens par participant, comme le montre la Figure 4.11.

TABLE 4.21 – Aperçu des scores IMI (n=11).

| Item IMI | Moyenne | Écart-Type |
|--------------------------|---------|------------|
| Intérêt/Plaisir | 6.2 | 0.9 |
| Compétence perçue | 5.21 | 1.01 |
| Effort/Importance | 6.09 | 0.9 |
| Valeur/Utilité | 6.58 | 0.89 |

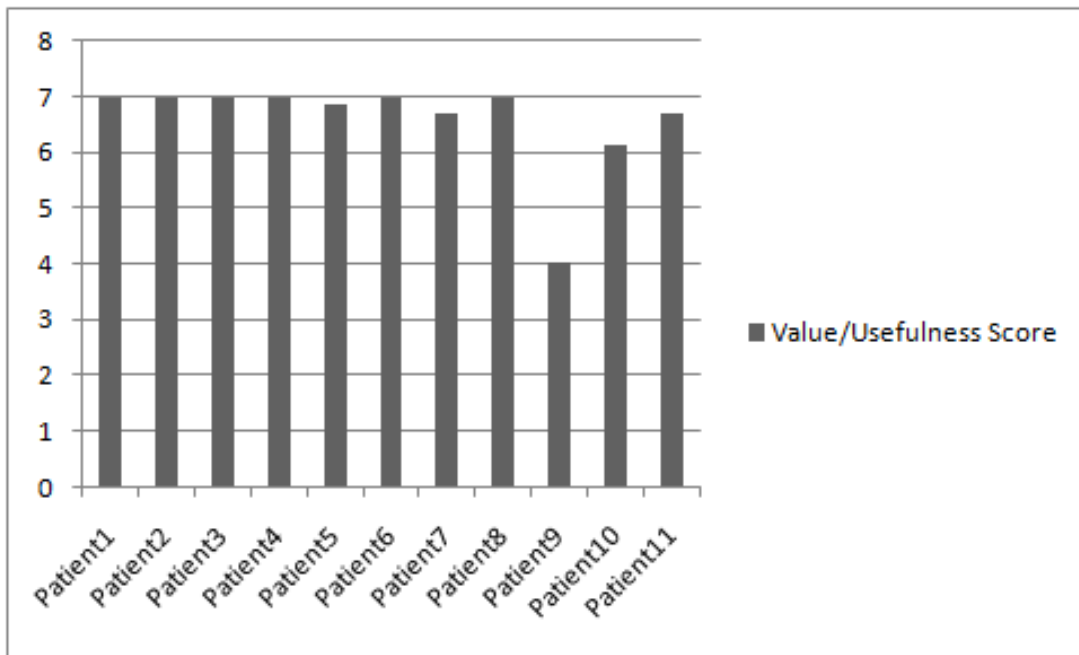


FIGURE 4.10 – Le score de la sous-section valeur et utilité (value usefulness) de l’IMI de chaque participant.

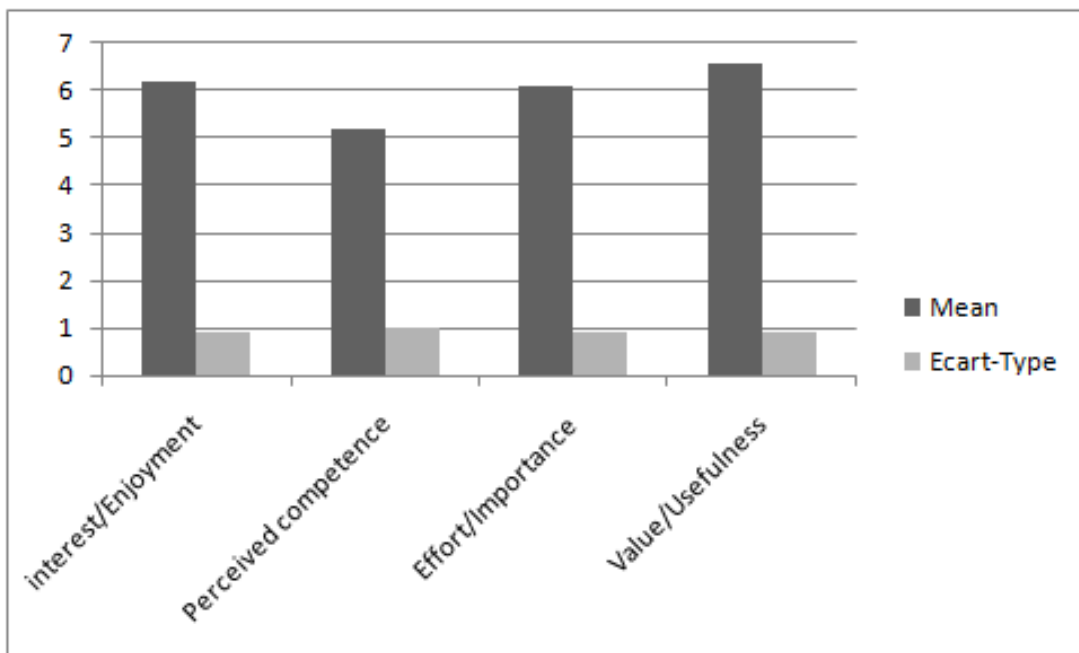


FIGURE 4.11 – Aperçu des scores de l’IMI (BOUATROUS et al. 2023).

4.4.4 Discussions

Outre les réponses précieuses obtenues grâce aux questionnaires que nous avons administrés, nous avons été grandement encouragés par les commentaires positifs et prometteurs que les patients ont formulés à propos de notre système. Ce jugement positif a renforcé notre détermination à continuer d'améliorer les fonctionnalités de notre solution. Il est particulièrement intéressant de noter que de nombreux patients ont exprimé une opinion récurrente après avoir utilisé notre système : ils ont souligné qu'il n'utilise pas seulement leurs capacités motrices pour accomplir des tâches, mais qu'il a également un impact positif sur leurs capacités cognitives, ce qui représente un avantage considérable pour eux.

Une patiente a même mentionné que notre système, en plus d'aider à la rééducation de la motricité de sa main, avait également eu un impact bénéfique sur sa vue. Nous avons été très encouragés par cette réponse, qui a renforcé notre mission de fournir un outil thérapeutique polyvalent qui aide non seulement à restaurer la fonction motrice, mais aussi à stimuler les fonctions cérébrales et sensorielles des patients.

Un point important que nous avons noté est l'engagement et la motivation des participants lors de l'utilisation de nos jeux sérieux basés sur la réalité virtuelle. Pour illustrer ce point, un patient a même exprimé son désir d'utiliser notre système plusieurs fois par semaine. Une autre patiente a raconté que lorsqu'elle rentrait chez elle et fermait les yeux, le système lui revenait à l'esprit, soulignant ainsi la résonance durable que notre solution a eu sur elle.

Nos observations au cours de cette expérience ont également révélé que l'activité ne nécessitait pas de soutien thérapeutique particulier pour assurer la sécurité, la compréhension et l'utilisation du système par les patients. Cette constatation nous encourage à penser que notre système peut être utilisé en autonomie partielle par les patients pour s'engager dans leur propre rééducation de la main après un accident vasculaire cérébral.

Ci-dessous, nous examinons les résultats de chaque aspect exploré au cours des expérimentations effectuées.

Utilisabilité

Sur la base des résultats obtenus au questionnaire SUS pour un échantillon de 11 patients, le score moyen était de 71,81 (11.24). Ces résultats nous permettent de conclure, conformément à la classification établie par (BANGOR, KORTUM et MILLER 2009), que

notre système est considéré comme utilisable et acceptable dans la catégorie de qualité "Grade C scale". De plus, il est important de noter que le score obtenu est qualifié de " bon " selon l'adjectif attribué à ce niveau de performance.

En observant de plus près les résultats pour chaque question, on découvre des informations cruciales. Il est clair que la question **Q5** a obtenu le score le plus élevé, ce qui suggère que les patients ont exprimé un fort sentiment de satisfaction à l'égard de l'intégration harmonieuse des différentes fonctionnalités du système. Cette observation reflète un niveau élevé de cohérence et d'efficacité dans la fonctionnalité globale du système. En revanche, la question **Q10** a obtenu le score moyen le plus bas, ce qui indique que les patients ressentent le besoin d'acquérir une compréhension approfondie du système avant de se sentir vraiment à l'aise en l'utilisant. Cela peut être attribué au fait que le système en question représente une nouvelle technologie pour ces patients, qu'il s'agisse de réalité virtuelle ou de jeux sérieux, et qu'ils n'ont pas d'expérience préalable dans ces domaines, d'autant plus qu'il s'agit de patients âgés. En outre, la question **Q4** a obtenu le deuxième score moyen le plus bas. Ce résultat indique que les patients ont exprimé un besoin d'assistance technique pour utiliser le système de manière efficace. Ce besoin peut également s'expliquer par le même argument que celui avancé pour la question **Q10**, à savoir que les patients rencontrent des difficultés d'adaptation en raison de la nouveauté de la technologie en question.

Difficulté

Cet aspect a été évalué subjectivement à l'aide de la sous-section "compétence perçue" du questionnaire IMI. le score moyen était de 5.21 sur 7 (1.01). Ces résultats nous permettent de conclure, que les participants ont évalué leur perception de compétence relativement élevée.

Une analyse plus approfondie des résultats pour chaque question montre que la question **Q2** a le score moyen le plus élevé. Cela suggère qu'après un peu de pratique, les participants se sont vraiment sentis compétents dans les activités. En revanche, la question **Q4** a le score moyen le plus bas, bien qu'il ne soit pas très faible en comparaison. Cela indique que les participants n'étaient pas aussi compétents dans cette activité. Ces résultats montrent que notre gestion de la difficulté a été efficace, et que nous avons atteint notre objectif visant à adapter la difficulté afin de proposer des exercices ni trop faciles, ni trop difficiles, augmentant ainsi la motivation et l'engagement des patients dans le processus de rééducation.

Effort et Importance

Cet aspect a été évalué de manière subjective en utilisant la sous-section "effort et importance" du questionnaire IMI, avec un score moyen atteignant 6.09 sur 7 (0.9). Ces résultats nous conduisent à la conclusion que les participants ont attribué une importance relativement élevée et ont perçu un effort conséquent dans leur évaluation.

En regardant de plus près les résultats obtenus pour chaque question, on constate que la question **Q3** a obtenu le score moyen le plus élevé. Ce résultat suggère que les patients ont fait preuve d'une réelle volonté de réaliser les activités intégrées dans notre système. En d'autres termes, ils ont fait un effort significatif pour répondre aux exigences des activités. En revanche, la question **Q1** a enregistré le score moyen le plus bas, bien qu'il ne soit pas très faible en comparaison. Ce qui indique que les patients ont démontré généralement des efforts raisonnables lors de l'interaction avec le système. Cette information est cruciale dans le contexte de la rééducation, car elle suggère que les patients ont été en mesure d'éviter une fatigue excessive ou une surcharge potentielle au cours de leurs séances de rééducation grâce à l'utilisation de notre système. Cet aspect est très important, car il contribue à garantir l'efficacité et la durabilité du processus de rééducation pour les patients.

Motivation

En effet, le questionnaire IMI a été utilisé comme un outil de mesure essentiel pour évaluer la motivation intrinsèque des patients à l'égard du système, et plus précisément, nous avons concentré notre attention sur deux sous-sections spécifiques, à savoir "l'intérêt et le plaisir" ainsi que "valeur et utilité". Ces deux sous-sections ont été soigneusement sélectionnées pour saisir en profondeur cet aspect particulier de la motivation. Les résultats ont révélé un score moyen remarquable de 6,2 sur 7 (0.9) pour la sous-section "intérêt et amusement". De plus, la sous-section "valeur et utilité" a obtenu un score moyen encore plus élevé, s'élevant à 6,58 sur 7 (0.89). Ce dernier score est le plus élevé de toutes les sous-sections utilisées du questionnaire IMI. Ces résultats significatifs soulignent que les patients ont fait preuve d'une très grande motivation à l'égard du système, le percevant comme exceptionnellement utile dans la rééducation de leurs mains hémiplégiques. Autrement dit, ces résultats attestent de la forte adhésion des patients au système et de leur conviction quant à son efficacité dans la promotion de leur rétablissement.

En regardant de plus près les résultats obtenus pour chaque question de la sous-section

"intérêt et amusement", on remarque que la question **Q5** a obtenu le score moyen le plus élevé. Ce résultat suggère que les patients ont trouvé les activités intégrées dans notre système très intéressantes. En d'autres termes, il montre que les activités les intéressent beaucoup. En revanche, la question **Q4** a enregistré le score moyen le plus bas, bien que peu éloigné du score le plus élevé, ce qui indique que les patients ont montré un certain niveau d'attention pour les activités, mais pas de manière très marquée. En ce qui concerne les résultats des questions de la sous-section "valeur et utilité", il est remarquable que toutes les questions présentent des scores très similaires et sont classées dans le même ordre.

Limitations

Il est essentiel de noter que notre système présente certaines limites, principalement liées à la perception des mouvements 3D dans un environnement virtuel. Ces défis ne sont pas limités exclusivement aux patients, car même les personnes saines sont confrontées à des difficultés similaires. Cependant, chez les patients, ces problèmes sont souvent accentués par des problèmes moteurs préexistants, ainsi que par des troubles cognitifs tels que la dépression, qui sont fréquemment associés à leur état de santé. En outre, nos utilisateurs sains étaient généralement des personnes jeunes qui connaissaient la technologie de la réalité virtuelle, alors que nos patients étaient principalement des personnes âgées qui n'avaient aucune expérience préalable de cette technologie. Cette limite peut entraîner une augmentation de la charge cérébrale chez les patients lorsqu'ils utilisent le système, ce qui se traduit par une fatigue non seulement au niveau moteur, mais aussi au niveau cognitif.

Une autre limite inhérente à l'évaluation clinique du système est son caractère purement subjectif, non accompagné de mesures objectives. Cette lacune est particulièrement marquée lorsqu'il s'agit d'évaluer l'efficacité de l'approche que nous avons mise en place pour la gestion de la difficulté. En effet, il est difficile de quantifier de manière tangible les bénéfices qu'elle apporte en termes d'utilisation du dispositif, de prévention de la fatigue, d'augmentation de l'engagement et de l'adhésion du patient. L'absence de mesures objectives pose un défi majeur dans l'évaluation de l'approche, car elle rend les résultats sensibles à des facteurs subjectifs tels que les opinions et les préférences individuelles des patients et des cliniciens. En l'absence de mesures objectives, il est difficile de quantifier avec précision les avantages potentiels de cette approche. Pour surmonter cette limitation, il est nécessaire de disposer d'outils et de méthodologies de mesure objectifs.

4.5 Conclusion

L'objectif principal de ce chapitre était de valider le système proposé en tenant compte de deux dimensions fondamentales. Premièrement, nous avons cherché à évaluer la précision des mesures fournies par le système, ainsi que la répétabilité de ces mesures. Le but de cette évaluation était de déterminer dans quelle mesure ces métriques pouvaient être utilisées dans un contexte clinique pour évaluer les capacités motrices des patients et suivre leurs progrès au cours de la rééducation. Ces expériences ont été réalisées sur des individus sains et les résultats obtenus sont satisfaisants par rapport à l'objectif principal de nos tests.

La seconde dimension qui a suscité notre intérêt est l'évaluation clinique du système avec de vrais patients, qui constituent la population cible de notre dispositif. L'objectif était de déterminer dans quelle mesure le système était acceptable et utilisable par cette population spécifique. Cette évaluation a été réalisée de manière subjective, à l'aide de questionnaires standardisés couvrant divers aspects susceptibles d'influencer l'interaction des utilisateurs avec le dispositif, tels que sa facilité d'utilisation, sa difficulté et sa capacité à motiver les patients. Les évaluations ont montré que le système était validé de manière satisfaisante. Par ailleurs, les résultats ont indiqué que les patients trouvaient le dispositif très motivant et le considéraient comme un outil utile au cours de leur rééducation. Cette observation suggère que le dispositif pourrait contribuer positivement à l'engagement des patients dans leur thérapie, soulignant l'importance de continuer à développer et à intégrer de telles technologies dans la pratique clinique.

Le système est globalement performant. Toutefois, il est important de noter qu'il présente certaines lacunes et limites. Nous avons identifié, au cours de l'évaluation, un certain nombre de limitations que nous souhaitons aborder très prochainement. Il est essentiel de tenir compte de ces défis afin de rendre le système encore plus efficace.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Conclusion générale

Nos recherches ont porté sur la conception et le développement d'un environnement virtuel pour la rééducation fonctionnelle personnalisée des membres supérieurs après un AVC, basé sur la technologie de la réalité virtuelle. Plus précisément, nous nous sommes concentrés sur la rééducation fonctionnelle de la main par le biais de jeux sérieux basés sur la réalité virtuelle. Ainsi, deux jeux sérieux visant à améliorer les mouvements grossiers et fins de la main ont été mis en place en simulant deux exercices cliniques. Une collaboration étroite avec les thérapeutes et les patients a été maintenue tout au long du processus de conception, qui a suivi une méthode centrée sur l'utilisateur, afin de répondre aussi largement que possible aux spécifications cliniques liées au domaine de la rééducation fonctionnelle, et de permettre de répondre aux enjeux scientifiques et techniques soulevés par ce travail.

Nous avons commencé par étudier les méthodes conventionnelles de rééducation fonctionnelle des membres supérieurs, afin d'approfondir nos connaissances dans ce domaine et de connaître les différentes spécifications cliniques auxquelles nous devons répondre lors de la conception du système, ainsi que les limites de ces méthodes, afin de pouvoir proposer des solutions pertinentes. Pour ce faire, nous avons effectué une recherche bibliographique et discuté avec des cliniciens spécialisés. Nous avons ensuite étudié les différentes solutions basées sur la réalité virtuelle, afin d'en extraire des éléments pertinents et inspirants. Nous nous sommes particulièrement intéressés aux jeux sérieux basés sur la réalité virtuelle, aux capteurs utilisés pour permettre l'interaction avec les environnements virtuels, aux éléments extraits des jeux pour évaluer la performance des patients, et enfin aux approches utilisées pour adapter la difficulté. Le problème principal de ces approches réside dans l'adaptation de la difficulté en fonction des performances du patient, mesurées principalement par les éléments du jeu. Nous pensons donc qu'il est nécessaire de disposer d'un outil permettant de mesurer les capacités motrices du patient nécessaires à la réalisation des tâches demandées dans les jeux, de définir la difficulté des jeux en fonction de ces paramètres et de l'ajuster en fonction de ces mêmes paramètres. Nous avons donc orienté

nos travaux dans cette direction.

Notre première contribution concerne la conception d'un système de rééducation fonctionnelle de la main basé sur la réalité virtuelle, simulant des exercices cliniques et répondant aux spécifications cliniques de la rééducation fonctionnelle, et conçu selon une approche centrée sur l'utilisateur tout en travaillant en étroite collaboration avec les thérapeutes et les patients. Nous avons essayé d'exploiter les différents aspects de la réalité virtuelle et des jeux sérieux afin d'en tirer profit.

Notre deuxième contribution concerne la création de jeux sérieux utilisant le capteur de mouvement de la main Leap Motion, simulant des scénarios de la vie quotidienne dans un environnement naturel stimulant et motivant, dans lesquels des tâches sensori-motrices incluant la composante cognitive sont conçues pour contenir divers éléments inspirés des jeux vidéo afin d'augmenter la motivation du patient, avec un accent particulier sur la notion de difficulté des tâches principales, qui sont personnalisées en fonction des compétences motrices requises pour les réaliser. Ces paramètres ont été évalués objectivement sur la base de données issues du capteur sur les mouvements de la main du patient en termes de positions 3D.

Notre troisième contribution concerne la gestion de la difficulté des jeux. Ainsi, afin de prévenir la fatigue du patient pendant le processus de rééducation, l'adaptation dynamique de la difficulté a fait l'objet d'une attention particulière dans notre système, en utilisant les métriques proposées et une technique d'apprentissage automatique pour adapter le niveau de difficulté des jeux à l'état actuel des capacités motrices individuelles mesurées du patient.

Notre quatrième contribution concerne l'évaluation du système, qui a été évalué en termes de précision de mesure sur des individus sains, ce qui s'est avéré satisfaisant. En outre, afin d'évaluer la convivialité et l'acceptabilité du système vis-à-vis des patients, nous avons effectué une évaluation subjective auprès de 11 patients ayant subi un AVC. Le questionnaire standardisé System Usability Scale (SUS) a été utilisé pour évaluer la convivialité du système, tandis que l'Intrinsic Motivation Inventory (IMI) a été utilisé pour évaluer l'expérience subjective des participants avec le système. Les évaluations ont montré que le système proposé est utilisable et acceptable sur une échelle de niveau C, avec un bon score adjectif, et que les patients ont perçu une forte motivation intrinsèque.

Les cliniciens rapportent que le système est adapté aux patients présentant des handicaps moteurs modérés à légers, mais pas aux patients présentant des handicaps sévères et avancés. Nos observations pendant l'expérience montrent que l'activité ne nécessite pas

de soutien thérapeutique pour assurer la sécurité, la compréhension et l'utilisation du système. Nos résultats suggèrent que le système est utilisable en autonomie partielle par les patients pour pratiquer la rééducation de la main après un AVC.

Au cours des essais avec les patients, nous avons identifié des aspects à aborder dans le cadre de nos travaux futurs. À l'avenir, nous souhaitons améliorer les fonctionnalités de notre système en nous concentrant sur les points suivants :

- Inclure d'autres mouvements de la main pour fournir au patient une gamme diversifiée de mouvements de la main afin de promouvoir la récupération fonctionnelle des fonctions de la main nécessaires pour effectuer les activités quotidiennes.
- Fournir différents environnements, pour que les utilisateurs puissent répéter des mouvements spécifiques dans différents environnements de manière contrôlée afin d'obtenir des performances adéquates.
- Fournir des indications verbales aux patients sur la manière d'atteindre l'objet virtuel, ce qui leur permettra d'interagir plus efficacement avec les objets de l'environnement virtuel.
- Inclure un casque de RV pour résoudre le problème de la perception 3D sur les moniteurs standard. Nous pouvons fournir un environnement plus réaliste et immersif aux patients en utilisant un casque de RV.
- Augmenter le nombre de patients inclus dans les évaluations.
- Mettre en place un système d'évaluation des progrès des patients.

BIBLIOGRAPHIE

- ABRAS, Chadia, Diane MALONEY-KRICHMAR, Jenny PREECE et al. (2004), « User-centered design », in : *Bainbridge, W. Encyclopedia of Human-Computer Interaction. Thousand Oaks : Sage Publications* 37.4, p. 445-456.
- ADOUKONOU, Tododjitché Thierry Armel (2021), « Épidémiologie et pronostic des accidents vasculaires cérébraux à Parakou au Bénin », thèse de doct., Limoges.
- AFSAR, Sevgi Ikbali et al. (2018), « Virtual reality in upper extremity rehabilitation of stroke patients : a randomized controlled trial », in : *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 27.12, p. 3473-3478.
- AFYOUNI, Imad, Abdullah MURAD et Anas EINEA (2020), « Adaptive rehabilitation bots in serious games », in : *Sensors* 20.24, p. 7037.
- AFYOUNI, Imad, Ahmad Muaz QAMAR et al. (2017), « Motion-based serious games for hand assistive rehabilitation », in : *Proceedings of the 22nd International Conference on Intelligent User Interfaces Companion*, p. 133-136.
- AGUILAR-LAZCANO, Carlos Alberto et Ericka Janet RECHY-RAMIREZ (2020), « Performance analysis of Leap motion controller for finger rehabilitation using serious games in two lighting environments », in : *Measurement* 157, p. 107677.
- AGUILERA-RUBIO, Ángela, Isabel M ALGUACIL-DIEGO et al. (2022), « Use of the leap motion controller® system in the rehabilitation of the upper limb in stroke. A systematic review », in : *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 31.1, p. 106174.
- AGUILERA-RUBIO, Ángela, Alicia CUESTA-GÓMEZ et al. (2022), « Feasibility and Efficacy of a virtual reality game-based upper extremity motor function rehabilitation therapy in patients with chronic stroke : a pilot study », in : *International journal of environmental research and public health* 19.6, p. 3381.
- ALANKUS, Gazihan et al. (2010), « Towards customizable games for stroke rehabilitation », in : *Proceedings of the SIGCHI conference on human factors in computing systems*, p. 2113-2122.
- ALEXANDRE, Ricardo, Octavian POSTOLACHE et Pedro Silva GIRÃO (2019), « Physical rehabilitation based on smart wearable and virtual reality serious game », in : *2019*

- IEEE international instrumentation and measurement technology conference (I2MTC)*, IEEE, p. 1-6.
- ALHWARIN, Faraj, Alexander FERREIN et Ingrid SCHOLL (2014), « IR stereo kinect : improving depth images by combining structured light with IR stereo », in : *PRICAI 2014 : Trends in Artificial Intelligence : 13th Pacific Rim International Conference on Artificial Intelligence, Gold Coast, QLD, Australia, December 1-5, 2014. Proceedings 13*, Springer, p. 409-421.
- ALVAREZ-RODRÍGUEZ, M et al. (2020), « Concurrent validity of a virtual version of Box and Block Test for patients with neurological disorders », in : *World Journal of Neuroscience* 10.01, p. 79.
- ANDRADE, Kleber de O et al. (2016), « Dynamic difficulty adjustment with Evolutionary Algorithm in games for rehabilitation robotics », in : *2016 IEEE International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, IEEE, p. 1-8.
- ANWAR, Naveed et al. (2022), « Virtual reality training using Nintendo wii games for patients with stroke : Randomized controlled trial », in : *JMIR Serious Games* 10.2, e29830.
- BALLESTER, Belén Rubio et al. (2016), « Counteracting learned non-use in chronic stroke patients with reinforcement-induced movement therapy », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 13.1, p. 1-15.
- BANGOR, Aaron, Philip KORTUM et James MILLER (2009), « Determining what individual SUS scores mean : Adding an adjective rating scale », in : *Journal of usability studies* 4.3, p. 114-123.
- BARBOSA, Hugo, António V CASTRO et Eurico CARRAPATOSO (2018), « Serious games and rehabilitation for elderly adults », in : *GSJ* 6.1, p. 275.
- BARITAU, Pierre (2022), « Les techniques manuelles en rééducation de la main : EBP et Place dans l'arsenal thérapeutique », in : *Hand Surgery and Rehabilitation* 41.6, p. 809.
- BAWA, Anthony, Konstantinos BANITSAS et Maysam ABBOD (2021), « A review on the use of Microsoft Kinect for gait abnormality and postural disorder assessment », in : *Journal of Healthcare Engineering* 2021.1, p. 4360122.
- BÉJOT, Yannick et al. (2009), « Épidémiologie des accidents vasculaires cérébraux », in : *Médecine/sciences* 25.8-9, p. 727-732.
- BERTHOZ, A et al. (2006), « Le traité de la réalité virtuelle. Volume 1, L'homme et l'environnement virtuel », in : *Paris : Presses de l'Ecole des Mines*.

- BEVILACQUA, Roberta et al. (2019), « Non-immersive virtual reality for rehabilitation of the older people : a systematic review into efficacy and effectiveness », in : *Journal of clinical medicine* 8.11, p. 1882.
- BOBIN, Maxence (2018), « Étude et conception d'objets de rééducation instrumentés pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs des patients après un AVC », thèse de doct., Université Paris Saclay (COMUE).
- BORAWSKA, Anna, Mariusz BORAWSKI et Małgorzata ŁATUSZYŃSKA (2018), « The concept of virtual reality system to study the media message effectiveness of social campaigns », in : *Procedia Computer Science* 126, p. 1616-1626.
- BORTONE, Ilaria et al. (2020), « Immersive virtual environments and wearable haptic devices in rehabilitation of children with neuromotor impairments : a single-blind randomized controlled crossover pilot study », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 17.1, p. 1-14.
- BOUATROUS, Amal et al. (2023), « A new adaptive VR-based exergame for hand rehabilitation after stroke », in : *Multimedia Systems*, p. 1-18.
- BOWER, Kelly J et al. (2015), « Clinical feasibility of interactive motion-controlled games for stroke rehabilitation », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 12, p. 1-12.
- BRIHMAT, Nabila (2018), « Récupération motrice du membre supérieur post-AVC : recherche de mesures adaptées pour l'évaluation et étude de l'efficacité de stratégies thérapeutiques », thèse de doct., Université Paul Sabatier-Toulouse III.
- BROEREN, Jurgen, Lisbeth CLAESSEON et al. (2008), « Virtual Rehabilitation in an Activity Centre for Community-Dwelling Persons with Stroke The Possibilities of 3-Dimensional Computer Games », in : *Cerebrovascular Diseases* 26.3, p. 289-296.
- BROEREN, Jurgen, Martin RYDMARK et Katharina Stibrant SUNNERHAGEN (2004), « Virtual reality and haptics as a training device for movement rehabilitation after stroke : a single-case study », in : *Archives of physical medicine and rehabilitation* 85.8, p. 1247-1250.
- BRUNNER, Iris et al. (2016), « Is upper limb virtual reality training more intensive than conventional training for patients in the subacute phase after stroke? An analysis of treatment intensity and content », in : *BMC neurology* 16.1, p. 1-7.
- BURKHARDT, J-M (2003), « RÉALITÉ VIRTUELLE ET ERGONOMIE : QUELQUES APPORTS RÉCIPROQUES », in : *Le Travail Humain* 66.1, p. 65-91.

- BURKHARDT, Jean-Marie (2003), « Immersion, réalisme et présence dans la conception et l'évaluation des environnements virtuels », in : *Psychologie française* 48.2, p. 35-42.
- CAMEIRÃO, Mónica S, Sergi BERMÚDEZ I BADIA et Paul FMJ VERSCHURE (2008), « Virtual reality based upper extremity rehabilitation following stroke : a review », in : *Journal of CyberTherapy & Rehabilitation* 1.1, p. 63-74.
- CAMEIRÃO, Mónica S, Esther Duarte OLLER, Paul FMJ VERSCHURE et al. (2010), « Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System : methodology, design, psychometrics, usability and validation », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 7.1, p. 1-14.
- CARRIÉ, Éric (2006), « L'hémiplégie, l'équilibre postural et l'approche Trager », thèse de doct., Université du Québec à Montréal.
- CHA, Kuan et al. (fév. 2021), *The Effect of a Full Upper-Limb Control System and Its Usage in Stroke Rehabilitation*, en, preprint, In Review, DOI : 10.21203/rs.3.rs-164525/v1, URL : <https://www.researchsquare.com/article/rs-164525/v1>.
- CORRÊA, Ana Grasielle D et al. (2019), « Gear VR and leap motion sensor applied in virtual rehabilitation for manual function training : An opportunity for home rehabilitation », in : *Proceedings of the 5th Workshop on ICTs for improving Patients Rehabilitation Research Techniques*, p. 148-151.
- CUTHBERT, Robert, Selen TURKAY et Ross BROWN (2019), « The effects of customisation on player experiences and motivation in a virtual reality game », in : *Proceedings of the 31st Australian Conference on Human-Computer-Interaction*, p. 221-232.
- DA GAMA, Alana et al. (2012), « Poster : improving motor rehabilitation process through a natural interaction based system using kinect sensor », in : *2012 IEEE Symposium on 3D User Interfaces (3DUI)*, IEEE, p. 145-146.
- DAVID, Ludovic (2019), « Conception et évaluation d'un système de réalité virtuelle pour l'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur post-AVC », thèse de doct., Université Paris-Saclay, Université d'Evry Val-d'Essonne.
- DAVID, Ludovic, Guillaume BOUYER et Samir OTMANE (2017), « Towards a low-cost interactive system for motor self-rehabilitation after stroke », in : *International Journal of Virtual Reality* 17.02, p. 40-45.
- DHIMAN, Ashish et al. (2018), « An intelligent, adaptive, performance-sensitive, and virtual reality-based gaming platform for the upper limb », in : *Computer Animation and Virtual Worlds* 29.2, e1800.

- DIAS, Paulo et al. (2019), « Using virtual reality to increase motivation in poststroke rehabilitation », in : *IEEE computer graphics and applications* 39.1, p. 64-70.
- DOMÍNGUEZ-TÉLLEZ, Pablo et al. (2020), « Game-based virtual reality interventions to improve upper limb motor function and quality of life after stroke : systematic review and meta-analysis », in : *Games for Health Journal* 9.1, p. 1-10.
- DOUNIAZEDE, BADSI (2017), « Profil clinique, radiologique, évolutif des accidents vasculaires cérébraux dans une unité Neuro-vasculaire à l'EHU d'Oran. », thèse de doct.
- EISAPOUR, Mazhar, Shi CAO et Jennifer BOGER (2020), « Participatory design and evaluation of virtual reality games to promote engagement in physical activity for people living with dementia », in : *Journal of rehabilitation and assistive technologies engineering* 7, p. 2055668320913770.
- FERNÁNDEZ-GONZÁLEZ, Pilar et al. (2019), « Leap motion controlled video game-based therapy for upper limb rehabilitation in patients with Parkinson's disease : a feasibility study », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 16, p. 1-10.
- FERREIRA, Bruno et Paulo MENEZES (2020), « An Adaptive Virtual Reality-Based Serious Game for Therapeutic Rehabilitation », en, in : *International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)* 16.04, p. 63.
- FLUET, Gerard G et Judith E DEUTSCH (2013), « Virtual reality for sensorimotor rehabilitation post-stroke : the promise and current state of the field », in : *Current physical medicine and rehabilitation reports* 1, p. 9-20.
- FONG, Kenneth N. K. et al. (oct. 2020), *Effects of task-specific virtual reality training using a Leap Motion Controller on hemiparetic upper extremity in patients with stroke*, en, preprint, In Review.
- FONG, Kenneth NK et al. (2022), « Task-specific virtual reality training on hemiparetic upper extremity in patients with stroke », in : *Virtual Reality*, p. 1-12.
- FRANCK, Johan A, Annick AA TIMMERMANS et Henk AM SEELEN (2013), « Effects of a dynamic hand orthosis for functional use of the impaired upper limb in sub-acute stroke patients : A multiple single case experimental design study », in : *Technology and Disability* 25.3, p. 177-187.
- FRENCH, Beverley et al. (2016), « Repetitive task training for improving functional ability after stroke », in : *Cochrane database of systematic reviews* 11.
- FUCHS, Philippe, Guillaume MOREAU et Jean-Marie BURKHARDT (2006), *Le traité de la réalité virtuelle Volume 2-L'interfaçage : l'immersion et l'interaction en environnement virtuel*.

- FURTADO, Joshua S et al. (2019), « Comparative analysis of optitrack motion capture systems », in : *Advances in Motion Sensing and Control for Robotic Applications : Selected Papers from the Symposium on Mechatronics, Robotics, and Control (SMRC'18)-CSME International Congress 2018, May 27-30, 2018 Toronto, Canada*, Springer, p. 15-31.
- GONZÁLEZ-GONZÁLEZ, Carina S et al. (2019), « Serious games for rehabilitation : Gestural interaction in personalized gamified exercises through a recommender system », in : *Journal of biomedical informatics* 97, p. 103266.
- GORŠIČ, Maja, Imre CIKAJLO et Domen NOVAK (2017), « Competitive and cooperative arm rehabilitation games played by a patient and unimpaired person : effects on motivation and exercise intensity », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 14.1, p. 1-18.
- HASHIM, Siti Hazyanti Mohd et al. (2019), « Development of dual cognitive task virtual reality game addressing stroke rehabilitation », in : *Proceedings of the 2019 3rd International Conference on Virtual and Augmented Reality Simulations*, p. 21-25.
- HATEM, Samar M et al. (2016), « Rehabilitation of motor function after stroke : a multiple systematic review focused on techniques to stimulate upper extremity recovery », in : *Frontiers in human neuroscience* 10, p. 442.
- HENDERSON, Amy, Nicol KORNER-BITENSKY et Mindy LEVIN (2007), « Virtual reality in stroke rehabilitation : a systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery », in : *Topics in stroke rehabilitation* 14.2, p. 52-61.
- HERNE, Robert et al. (2019), « Game design principles influencing stroke survivor engagement for vr-based upper limb rehabilitation : A user experience case study », in : *Proceedings of the 31st australian conference on human-computer-interaction*, p. 369-375.
- HERNOUX, Franck et al. (2013), « Leap Motion pour la capture de mouvement 3D par spline L1 », in : *Journées du Groupe de Travail en Modélisation Géométrique 2013, Marseille*.
- HOCINE, Nadia et al. (2015), « Adaptation in serious games for upper-limb rehabilitation : an approach to improve training outcomes », in : *User Modeling and User-Adapted Interaction* 25, p. 65-98.
- HØEG, Emil Rosenlund et al. (2021), « System immersion in virtual reality-based rehabilitation of motor function in older adults : a systematic review and meta-analysis », in : *Frontiers in Virtual Reality* 2, p. 647993.

- HOLMES, Dominic E et al. (2016), « Using fitt's law to model arm motion tracked in 3D by a leap motion controller for virtual reality upper arm stroke rehabilitation », in : *2016 IEEE 29th international symposium on computer-based medical systems (CBMS)*, IEEE, p. 335-336.
- HUANG, Qianqian et al. (2019), « Evaluating the effect and mechanism of upper limb motor function recovery induced by immersive virtual-reality-based rehabilitation for subacute stroke subjects : study protocol for a randomized controlled trial », in : *Trials* 20.1, p. 1-9.
- IFEJIKA-JONES, Nneka L et Anna M BARRETT (2011), « Rehabilitation—emerging technologies, innovative therapies, and future objectives », in : *Neurotherapeutics* 8.3, p. 452-462.
- JIN, Minxia et al. (2022), « Effects of virtual reality in improving upper extremity function after stroke : A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials », in : *Clinical rehabilitation*, p. 02692155211066534.
- KESHNER, Emily A (2004), « Virtual reality and physical rehabilitation : a new toy or a new research and rehabilitation tool ? », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 1, p. 1-2.
- KIM, Won-Seok et al. (2020), « Clinical application of virtual reality for upper limb motor rehabilitation in stroke : review of technologies and clinical evidence », in : *Journal of clinical medicine* 9.10, p. 3369.
- KOLBE, Laura et al. (2021), « Use of virtual reality in the inpatient rehabilitation of COVID-19 patients », in : *General Hospital Psychiatry* 71, p. 76-81.
- KOTER, Katarzyna et al. (2022), « Hand Measurement System Based on Haptic and Vision Devices towards Post-Stroke Patients », in : *Sensors* 22.5, p. 2060.
- KOUTSIANA, Elisavet et al. (2020), « Serious gaming technology in upper extremity rehabilitation : scoping review », in : *JMIR Serious Games* 8.4, e19071.
- LE CORRE, Éric (2020), « Intérêt de la robotique dans la rééducation fonctionnelle du membre supérieur chez les patients victimes d'un accident vasculaire cérébral », thèse de doct.
- LEE, Suhyun, Yumi KIM et Byoung-Hee LEE (2016), « Effect of virtual reality-based bilateral upper extremity training on upper extremity function after stroke : a randomized controlled clinical trial », in : *Occupational therapy international* 23.4, p. 357-368.
- LEVIEUX, Guillaume (2011), « Mesure de la difficulté des jeux video », thèse de doct., Conservatoire national des arts et métiers-CNAM.

- LEVIN, Mindy F et Marika DEMERS (2021), « Motor learning in neurological rehabilitation », in : *Disability and rehabilitation* 43.24, p. 3445-3453.
- LI, Chenguang et al. (2020), « An automatic rehabilitation assessment system for hand function based on leap motion and ensemble learning », in : *Cybernetics and Systems* 52.1, p. 3-25.
- LIAO, Kai-Lun et al. (2021), « A virtual reality serious game design for upper limb rehabilitation », in : *2021 IEEE 9th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, IEEE, p. 1-5.
- LOHSE, Keith R et al. (2014), « Virtual reality therapy for adults post-stroke : a systematic review and meta-analysis exploring virtual environments and commercial games in therapy », in : *PloS one* 9.3, e93318.
- LOS REYES-GUZMÁN, Ana de et al. (2021), « RehabHand : Oriented-tasks serious games for upper limb rehabilitation by using Leap Motion Controller and target population in spinal cord injury », in : *NeuroRehabilitation* 48.3, p. 365-373.
- LOURENÇO, Filipe, Octavian POSTOLACHE et Gabriela POSTOLACHE (2018), « Tailored virtual reality and mobile application for motor rehabilitation », in : *2018 IEEE international instrumentation and measurement technology conference (I2MTC)*, IEEE, p. 1-6.
- LUPINACCI, Giorgia et al. (2018), « Interactive design of patient-oriented video-games for rehabilitation : concept and application », in : *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology* 13.3, p. 234-244.
- MA, Mengxuan, Rachel PROFFITT et Marjorie SKUBIC (2018), « Validation of a Kinect V2 based rehabilitation game », in : *PloS one* 13.8, e0202338.
- MA, Minhua et Kamal BECHKOUM (2008), « Serious games for movement therapy after stroke », in : *2008 IEEE international conference on systems, man and cybernetics*, IEEE, p. 1872-1877.
- MA, Minhua et Huiru ZHENG (2011), « Virtual reality and serious games in healthcare », in : *Advanced computational intelligence paradigms in healthcare 6. Virtual reality in psychotherapy, rehabilitation, and assessment*, p. 169-192.
- MARSTON, Hannah R et Stuart T SMITH (2012), « Interactive videogame technologies to support independence in the elderly : A narrative review », in : *GAMES FOR HEALTH : Research, Development, and Clinical Applications* 1.2, p. 139-152.

-
- MENVIEL, Laurette (2019), « L'engagement du patient dans sa rééducation : réflexion sur l'association de deux approches dans une même intervention ergothérapeutique », thèse de doct.
- MIHELJ, Matjaž et al. (2012), « Virtual rehabilitation environment using principles of intrinsic motivation and game design », in : *Presence : Teleoperators and Virtual Environments* 21.1, p. 1-15.
- MOLDOVAN, IM et al. (2017), « Virtual rehabilitation programme using the MIRA platform, Kinect and Leap Motion sensors in an 81 years old patient with ischemic stroke », in : *2017 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, IEEE, p. 325-328.
- MONTOYA, Maria F, John E MUÑOZ et Oscar A HENAO (2020), « Enhancing virtual rehabilitation in upper limbs with biocybernetic adaptation : the effects of virtual reality on perceived muscle fatigue, game performance and user experience », in : *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 28.3, p. 740-747.
- MONTOYA, Maria Fernanda, John MUÑOZ et Oscar Alberto HENAO (2021), « Fatigue-aware videogame using biocybernetic adaptation : A pilot study for upper-limb rehabilitation with sEMG », in : *Virtual Reality*, p. 1-14.
- MOZELIUS, Peter, Awais AHMAD et Karin AHLIN (2020), « The Use of Virtual Reality Applications in Stroke Rehabilitation for Older Adults : Technology Enhanced Relearning. », in : *ICT4AWE*, p. 145-155.
- NASRI, Nadia, Sergio ORTS-ESCOLANO et Miguel CAZORLA (2020), « An semg-controlled 3d game for rehabilitation therapies : Real-time time hand gesture recognition using deep learning techniques », in : *Sensors* 20.22, p. 6451.
- NING, Huansheng et al. (2022), « A Review on Serious Games for Exercise Rehabilitation », in : *arXiv preprint arXiv :2201.04984*.
- NOROUZI-GHEIDARI, Nahid et al. (2020), « Feasibility, safety and efficacy of a virtual reality exergame system to supplement upper extremity rehabilitation post-stroke : a pilot randomized clinical trial and proof of principle », in : *International journal of environmental research and public health* 17.1, p. 113.
- OÑA, Edwin Daniel, Carlos BALAGUER et al. (2018), « Effectiveness of serious games for leap motion on the functionality of the upper limb in Parkinson's disease : a feasibility study », in : *Computational intelligence and neuroscience* 2018.1, p. 7148427.
- OÑA, Edwin Daniel, Alicia CUESTA-GOMEZ et al. (2019), « Evaluating a VR-based box and blocks test for automatic assessment of manual dexterity : A preliminary study in

- Parkinson's disease », in : *2019 IEEE 7th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, IEEE, p. 1-6.
- ORHAN, Umut, Mahmut HEKIM et Mahmut OZER (2011), « EEG signals classification using the K-means clustering and a multilayer perceptron neural network model », in : *Expert Systems with Applications* 38.10, p. 13475-13481.
- OURAMDANE, Nassima, Samir OTMANE et Malik MALLEM (2009), « Interaction 3D en Réalité Virtuelle-Etat de l'art », in : *Revue des Sciences et Technologies de l'Information-Série TSI : Technique et Science Informatiques* 28.8, p. 1017-1049.
- PALANIAPPAN, Shanmugam Muruga et Bradley S DUERSTOCK (2018), « Developing rehabilitation practices using virtual reality exergaming », in : *2018 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT)*, IEEE, p. 090-094.
- PATSAKI, Irini et al. (2022), « The effectiveness of immersive virtual reality in physical recovery of stroke patients : A systematic review », in : *Frontiers in Systems Neuroscience* 16, p. 880447.
- PILATÁSIG, Marco et al. (2018), « Interactive system for hands and wrist rehabilitation », in : *Proceedings of the International Conference on Information Technology & Systems (ICITS 2018)*, Springer, p. 593-601.
- PILLAI, Mayaank et al. (2020), « Artificial intelligence-based interactive virtual reality-assisted gaming system for hand rehabilitation », in : *Medical imaging 2020 : imaging informatics for healthcare, research, and applications*, t. 11318, SPIE, p. 147-155.
- PINTO, Joana F et al. (2018), « Adaptive gameplay and difficulty adjustment in a gamified upper-limb rehabilitation », in : *2018 IEEE 6th international conference on serious games and applications for health (SeGAH)*, IEEE, p. 1-8.
- PIROVANO, Michele et al. (2012), « Self-adaptive games for rehabilitation at home », in : *2012 IEEE Conference on Computational Intelligence and Games (CIG)*, IEEE, p. 179-186.
- PLACIDI, Giuseppe et al. (2018), « Measurements by a LEAP-based virtual glove for the hand rehabilitation », in : *Sensors* 18.3, p. 834.
- POSTOLACHE, Gabriela et al. (2019), « Serious games based on kinect and leap motion controller for upper limbs physical rehabilitation », in : *Modern sensing technologies*, p. 147-177.
- PRATIQUE, RECOMMANDATION DE BONNE (2012), « Accident vasculaire cérébral : méthodes de rééducation de la fonction motrice chez l'adulte », in.

- RABIN, B et al. (2011), « Integrative motor, emotive and cognitive therapy for elderly patients chronic post-stroke A feasibility study of the BrightArm™ rehabilitation system », in : *2011 International Conference on Virtual Rehabilitation*, IEEE, p. 1-8.
- RAKIB, Nurul Fatin et al. (sept. 2020), « Preliminary Results of Hand Rehabilitation for Post Stroke Patient using Leap Motion-based Virtual Reality », in : *2020 IEEE Student Conference on Research and Development (SCOReD)*, Batu Pahat, Johor, Malaysia : IEEE, p. 259-262.
- REIS, Arsénio et al. (2016), « Developing a system for post-stroke rehabilitation : an exergames approach », in : *Universal Access in Human-Computer Interaction. Users and Context Diversity : 10th International Conference, UAHCI 2016, Held as Part of HCI International 2016, Toronto, ON, Canada, July 17-22, 2016, Proceedings, Part III 10*, Springer, p. 403-413.
- RINCON, Alejandro Lopez, Hiroshi YAMASAKI et Shingo SHIMODA (2016), « Design of a video game for rehabilitation using motion capture, EMG analysis and virtual reality », in : *2016 International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP)*, IEEE, p. 198-204.
- ROGERS, Jeffrey M et al. (2019), « Elements virtual rehabilitation improves motor, cognitive, and functional outcomes in adult stroke : evidence from a randomized controlled pilot study », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 16.1, p. 1-13.
- ROSE, Tyler, Chang S NAM et Karen B CHEN (2018), « Immersion of virtual reality for rehabilitation-Review », in : *Applied ergonomics* 69, p. 153-161.
- RYAN, Richard M et Edward L DECI (2000), « Intrinsic and extrinsic motivations : Classic definitions and new directions », in : *Contemporary educational psychology* 25.1, p. 54-67.
- SAPOSNIK, Gustavo, Mindy LEVIN et Stroke Outcome Research Canada (SORCan) Working GROUP (2011), « Virtual reality in stroke rehabilitation : a meta-analysis and implications for clinicians », in : *Stroke* 42.5, p. 1380-1386.
- SAPUTRA, Muhammad Firman Aji, Triyanna WIDIYANINGTYAS et Aji Prasetya WIBAWA (2018), « Illiteracy classification using K means-naive bayes algorithm », in : *JOIV : International Journal on Informatics Visualization* 2.3, p. 153-158.
- SEN, Sim Lee et al. (2015), « Enhancing effectiveness of virtual reality rehabilitation system : Durian Runtuh », in : *2015 10th Asian Control Conference (ASCC)*, IEEE, p. 1-6.

- SEO, Na Jin et al. (2016), « Usability evaluation of low-cost virtual reality hand and arm rehabilitation games », in : *Journal of rehabilitation research and development* 53.3, p. 321.
- SEYDERHELM, Andrew JA et Karen BLACKMORE (2021), « Systematic Review of Dynamic Difficulty Adaption for Serious Games : The Importance of Diverse Approaches », in : *Available at SSRN 3982971*.
- SHAHRBANIAN, Shahnaz et al. (2012), « Use of virtual reality (immersive vs. non immersive) for pain management in children and adults : A systematic review of evidence from randomized controlled trials », in : *Eur J Exp Biol* 2.5, p. 1408-22.
- SHIN, Joon-Ho et al. (2016), « Effects of virtual reality-based rehabilitation on distal upper extremity function and health-related quality of life : a single-blinded, randomized controlled trial », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 13.1, p. 1-10.
- SIN, HyeonHui et GyuChang LEE (2013), « Additional virtual reality training using Xbox Kinect in stroke survivors with hemiplegia », in : *American journal of physical medicine & rehabilitation* 92.10, p. 871-880.
- SINAGA, Kristina P et Miin-Shen YANG (2020), « Unsupervised K-means clustering algorithm », in : *IEEE access* 8, p. 80716-80727.
- SMEDDINCK, Jan D, Sandra SIEGEL et Marc HERRLICH (2013), « Adaptive difficulty in exergames for Parkinson's disease patients. », in : *Graphics Interface*, p. 141-148.
- SOARES, Nayron Medeiros et al. (2017), « Terapia baseada em realidade virtual usando o Leap Motion Controller para reabilitação do membro superior após acidente vascular cerebral », in : *Scientia Medica* 27.2, p. ID25935-ID25935.
- SONG, Yo-Han et Hyun-Min LEE (2021), « Effect of immersive virtual reality-based bilateral arm training in patients with chronic stroke », in : *Brain sciences* 11.8, p. 1032.
- SORITA, Eric (2013), « Impact fonctionnel des troubles cognitifs dans les activités de la vie quotidienne chez les personnes cérébrolésées adultes : apports de la réalité virtuelle », thèse de doct., Bordeaux 2.
- SOSA, Germán D, Juanita SÁNCHEZ et Hugo FRANCO (2015), « Improved front-view tracking of human skeleton from Kinect data for rehabilitation support in Multiple Sclerosis », in : *2015 20th Symposium on Signal Processing, Images and Computer Vision (STSIVA)*, IEEE, p. 1-7.
- SOUZA, Marcus RSB de, Rogério S GONÇALVES et Giuseppe CARBONE (2021), « Feasibility and performance validation of a leap motion controller for upper limb rehabilitation », in : *Robotics* 10.4, p. 130.

- STANICA, Iulia-Cristina et al. (2020), « Flexible virtual reality system for neurorehabilitation and quality of life improvement », in : *Sensors* 20.21, p. 6045.
- SUBRAMANIAN, Sandeep K et al. (2013), « Arm motor recovery using a virtual reality intervention in chronic stroke : randomized control trial », in : *Neurorehabilitation and neural repair* 27.1, p. 13-23.
- SUCAR, Luis Enrique et al. (2013), « Gesture therapy : An upper limb virtual reality-based motor rehabilitation platform », in : *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 22.3, p. 634-643.
- SULIMANOV, Levan et Marc OLANO (2019), « Virtual reality mirror therapy rehabilitation for post-stroke patients », in : *ACM SIGGRAPH 2019 Posters*, p. 1-2.
- SVEISTRUP, Heidi (2004), « Motor rehabilitation using virtual reality », in : *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 1, p. 1-8.
- TARAKCI, Ela et al. (2020), « Leap Motion Controller-based training for upper extremity rehabilitation in children and adolescents with physical disabilities : A randomized controlled trial », in : *Journal of Hand Therapy* 33.2, p. 220-228.
- TICKNOR, Bobbie et Sherry TILLINGHAST (2011), « Virtual reality and the criminal justice system : new possibilities for research, training, and rehabilitation », in : *Journal For Virtual Worlds Research* 4.2.
- TORNER RIBÉ, Jordi et al. (2021), « Design and development of biomedical applications for post-stroke rehabilitation subjects », in : *Recerca i Tecnologia en Enginyeria Gràfica i Disseny a la Universitat Politècnica de Catalunya (Volum 2)*, OmniaScience, p. 159-171.
- TROMBETTA, Mateus et al. (2017), « Motion Rehab AVE 3D : A VR-based exergame for post-stroke rehabilitation », in : *Computer methods and programs in biomedicine* 151, p. 15-20.
- VALENCIA, Nicolás et al. (2017), « Serious game for post-stroke upper limb rehabilitation », in : *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II : Proceedings of the 3rd International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR2016), October 18-21, 2016, Segovia, Spain*, Springer, p. 1445-1450.
- VALLEJO, David et al. (2020), « Personalized exergames language : a novel approach to the automatic generation of personalized exergames for stroke patients », in : *Applied Sciences* 10.20, p. 7378.
- WAGNER, Sebastian et al. (2019), « Difficulty factors for VR cognitive rehabilitation training—Crossing a virtual road », in : *Computers & Graphics* 83, p. 11-22.

BIBLIOGRAPHIE

- WEISS, Patrice L et al. (2006), « Virtual reality in neurorehabilitation », in : *Textbook of neural repair and rehabilitation* 51.8, p. 182-97.
- WEISS COHEN, Miri et Daniele REGAZZONI (2020), « Hand rehabilitation assessment system using leap motion controller », in : *Ai & Society* 35, p. 581-594.
- WOOD, Lincoln C et Torsten REINERS (2015), « Gamification », in : *Encyclopedia of Information Science and Technology, Third Edition*, IGI Global, p. 3039-3047.
- YELNIK, AP et al. (2008), « Rééducation après accident vasculaire cérébral », in : *EMC-Neurologie* 5.3, p. 1-15.
- ZIMMERLI, Lukas et al. (2013), « Increasing patient engagement during virtual reality-based motor rehabilitation », in : *Archives of physical medicine and rehabilitation* 94.9, p. 1737-1746.

Titre : titre (en français) Conception et développement d'un environnement de rééducation fonctionnelle personnalisée basé sur la réalité virtuelle

Mots clés : Réalité virtuelle, Jeux sérieux, AVC, Réadaptation des membres supérieurs après un AVC, Personnalisation, Adaptation, Évaluation clinique

Résumé : L'accident vasculaire cérébral (AVC) est une cause majeure de décès et d'invalidité, souvent suivie de séquelles telles que l'hémiplégie des membres supérieurs, qui a un impact négatif sur l'indépendance des personnes dans leurs activités quotidiennes. La rééducation classique est nécessaire pour retrouver la fonctionnalité perdue, mais elle peut être monotone. La réalité virtuelle (RV) offre une solution attrayante, motivante et efficace, répondant aux exigences nécessaires à une rééducation réussie. L'objectif de cette thèse est de concevoir et de développer un environnement virtuel pour la rééducation fonctionnelle personnalisée des membres supérieurs après un AVC. Plus précisément, nous sommes intéressés à la rééducation fonctionnelle de la main par le biais de jeux sérieux basés sur la RV. Ainsi, deux jeux sérieux visant à améliorer les mouvements

grossiers et fins de la main ont été mis en place en simulant deux exercices cliniques, et en utilisant le capteur de mouvement Leap Motion. Nous avons incorporé des éléments de jeux vidéo pour motiver les patients et personnaliser la difficulté en fonction de leurs capacités motrices. Enfin, nous avons mis en œuvre une approche permettant d'adapter dynamiquement la difficulté des jeux. Une collaboration étroite avec les thérapeutes et les patients a été maintenue durant le processus de conception, afin de répondre aux spécifications cliniques. Le système a été évalué en termes de précision de mesure sur des individus sains, ce qui s'est avéré satisfaisant. En outre, une évaluation clinique subjective avec des patients réels a montré que le système était accepté et motivant, renforçant l'engagement des patients dans leur rééducation.

Title : titre (en anglais) Design and development of a personalized functional rehabilitation environment based on virtual reality

Keywords : Virtual reality, Serious games, Stroke, Stroke upper limb rehabilitation, , Adaptation, Clinical evaluation

Abstract : Stroke is a major cause of death and disability, often followed by sequelae such as upper limb hemiparesis, which has a negative impact on people's independence in their daily activities. Conventional rehabilitation is necessary to regain lost functionality, but can be monotonous. Virtual reality (VR) offers an attractive, motivating and effective solution, meeting the necessary requirements for successful rehabilitation. The aim of this thesis is to design and develop a virtual environment for personalized functional rehabilitation of the upper limbs after stroke. More specifically, we have focused on the functional rehabilitation of the hand using VR-based serious games. Thus, two serious games aimed at improving coarse and fine

hand movements were set up by simulating two clinical exercises, and using the Leap Motion motion sensor. Incorporating video game elements to motivate patients and personalize difficulty according to their motor skills. Finally, we implemented an approach to dynamically adapt the difficulty of the games. Close collaboration with therapists and patients was maintained during the design process, in order to meet clinical specifications. The system was evaluated in terms of measurement accuracy on healthy individuals, which proved satisfactory. In addition, a subjective clinical evaluation with real patients showed that the system was accepted and motivating, reinforcing patients' commitment to their rehabilitation.