HAL
open science

Conception et évaluation d'un système de réalité virtuelle pour l'assistance à l'auto-rééducation du membre supérieur post-AVC

Ludovic David

▶ **To cite this version:**

Ludovic David. Conception et évaluation d'un système de réalité virtuelle pour l'assistance à l'auto-rééducation du membre supérieur post-AVC. Bio-informatique [q-bio.QM]. Université Paris Saclay (COmUE), 2019. Français. NNT : 2019SACLE035 . tel-03279038

HAL Id: tel-03279038

https://theses.hal.science/tel-03279038v1

Submitted on 6 Jul 2021

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.

université PARIS-SACLAY

interaction healthcare

université évry val-d'essonne

Conception et évaluation d'un système de réalité virtuelle pour l'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur post-AVC

Thèse de doctorat de l'Université Paris-Saclay
préparée à l'Université d'Évry-Val-d'Essonne

École doctorale n°580 : sciences et technologies de l'information et de la communication (STIC)
Spécialité de doctorat : Informatique

Thèse présentée et soutenue à Évry, le 12/12/19, par

Ludovic David

Composition du Jury :

Mehdi AMMI Professeur des Universités, Université Paris 8	Rapporteur
Jean-Claude SAGOT Professeur des Universités, UTBM	Rapporteur
Céline CLAVEL Maître de Conférence, UPsud (Paris-Saclay)	Examinatrice
Frédéric MERIENNE Professeur des Universités, ENSAM	Président
Guillaume Bouyer Maître de Conférences, UEVE (Paris-Saclay)	Co-encadrant
Samir OTMANE Professeur des Universités, UEVE (Paris-Saclay)	Directeur de thèse
Ronan LE QUÉRÉ Directeur Général, Interaction Healthcare	Invité
Christophe DURET Chef de service neurorééducation, Clinique les Trois Soleils	Invité

Thèse de doctorat

NNT : 2019SACLE035

Remerciements

Je tiens à remercier les membres de mon Jury, Mehdi AMMI, Professeur des Universités à l'Université Paris 8 et Jean-Claude SAGOT, Professeur des Universités à l'UTBM en leur qualité de rapporteurs, ainsi que Céline CLAVEL, Maître de Conférence à l'Université Paris-Sud (Paris-Saclay) et Frédéric MERIENNE, Professeur des Universités à l'ENSAM et Président du Jury en leur qualité d'examinateurs.

Je remercie mon directeur de thèse, Samir Otmane, Professeur des Universités à l'UEVE (Paris-Saclay) pour m'avoir permis de mener à bien ces travaux de thèse, avoir géré avec pragmatisme différentes difficultés rencontrées et avoir gardé le cap malgré les tempêtes. Je remercie mon encadrant, Guillaume Bouyer, Maître de Conférences à l'UEVE (Paris-Saclay) pour le soutien indéfectible dont il a fait preuve à mon égard. Il m'aura accompagné lors de ce long voyage, permis de développer mon esprit scientifique et je ne l'en remercierait jamais assez.

Je remercie l'équipe IRA2 du laboratoire IBISC et plus particulièrement Amine Chellali, Jean-Yves Didier, Guillaume Loup et David Roussel qui m'auront guidé et toujours aidé dans le cadre de questionnements statistiques, scientifiques et techniques. Je remercie tout particulièrement Olivier Connessons pour son soutien de tous les jours et notamment pour le recrutements des sujets de l'expérimentation, que je remercie aussi fortement. Je remercie aussi les doctorants et les stagiaires du laboratoire, notamment Domohina Malala qui aura travaillé sur la mise en place de l'étude préliminaire à la clinique Les Trois Soleils, Antoine Malinet avec qui j'ai eu l'occasion de beaucoup échanger et qui m'a permis d'avoir un regard nouveau sur certains problèmes, David Rei, sans qui cette thèse n'aurait pu être menée à bien car il aura été d'une aide plus que précieuse pour l'état de l'art sur la difficulté adaptative ainsi que l'élaboration du modèle de difficulté. Nos réflexions et nos échanges auront été libérateurs et je lui souhaite le meilleur. Le meilleur pour la fin, je remercie Aylen Ricca, sans qui je n'aurais probablement pas tenu durant ces 3 ans. Je lui doit énormément, tant sur le plan professionnel que personnel. Je lui souhaite tout le bonheur du monde, mais avant tout, de terminer sa thèse dans les meilleures conditions possibles.

Je remercie la clinique Les Trois Soleils, plus particulièrement, Paul Gobin, Directeur, Christophe Duret, Chef de service neurorééducation ainsi que Catherine Maulny pour avoir permis cette collaboration avec la clinique et pour le temps consacré au projet CESAAR-AVC. Je remercie l'ensemble des patients et des thérapeutes avec qui j'ai pu travailler (Flor, Axelle, Amélie, Hélène, ...) ainsi que le service recherche, notamment, Ophélie Courtial, mais plus particulièrement Anne-Gaëlle Grosmaire, ARC et Typhaine Koeppel (PhD), Ingénieur Biomécanique sans qui ces travaux n'auraient pas pu aboutir. Au delà de leurs bons conseils et leurs expertises, elles m'auront permis de mieux

comprendre les enjeux de la rééducation post-AVC et de progresser d'un point de vue statistique ainsi que scientifique. Merci encore à elles d'avoir relu ma thèse et de m'avoir exposé leurs avis en toute honnêteté, de m'avoir tant aidé sur l'ensemble des travaux, de l'état de l'art à la conception et de la mise en place de l'étude expérimentale à l'analyse des résultats.

Je remercie Interaction Healthcare, plus particulièrement, Jérôme Leleu, Président, et Ronan Le Quéré, Directeur Général, sans qui cette thèse CIFRE n'aurait pu voir le jour. Je remercie Ronan de m'avoir fait confiance et m'avoir permis de terminer cette thèse dans de bonnes conditions. Grâce à lui, j'ai pu voir tous les aspects d'un projet de recherche ambitieux, de la recherche de financements ainsi que la gestion de projet à la coordination. Je remercie très chaleureusement l'équipe R&D, Joseph, Maximilien, Elodie, Cindy, Kévin, Benjamin B et Romuald pour toute l'aide qu'ils ont pu m'apporter, notamment dans la conception et le développement du dispositif. Je remercie Benjamin Kammoun pour avoir été mon encadrant, mon mentor, mon ami. Je lui dois beaucoup, tant d'un point de vue technique, scientifique et humain. Je lui souhaite beaucoup de bonheur et d'épanouissement.

Je souhaite aussi remercier mes amis, Robin, Guillaume, Joseph pour avoir égayé ma vie personnelle, et tout particulièrement Septime Chalah pour m'avoir soutenu et avoir été là dans les meilleurs moments, mais aussi les plus difficiles. Je remercie ma famille, et plus particulièrement ma famille proche, Arnaud, Pascale, Nicolas, Juliette, Jean, Sosthène, Elodie, Christophe et Sandrine pour m'avoir soutenu et aidé jusqu'aux derniers instants de la rédaction et pour la préparation de la soutenance. Merci encore d'avoir été toujours là pour moi.

Mes derniers remerciements s'adressent bien évidemment à celle qui est devenue ma Femme (ainsi qu'à nos petits animaux), car elle m'aura soutenu et aidé à surmonter beaucoup d'évènements dans notre vie personnelle. Maintenant que ces étapes sont terminées, nous allons pouvoir continuer à construire notre bonheur dans la bonne direction.

Pour terminer, je tiens à exprimer le fait que ces travaux sont le fruit d'une collaboration étroite avec de multiples personnes toutes aussi passionnantes les unes que les autres. Si mon nom se doit d'être mis sur ces travaux, le leur à tout autant sa place, et je suis presque attristé que la thèse ne soit pas une publication qui suit la méthode scientifique dans laquelle le nom de tous les contributeurs est nettement visible. Merci donc encore à tous ceux qui m'ont permis de soutenir cette thèse et d'accéder au grade de Docteur. Je vous souhaite à tous d'être heureux et de surmonter avec tenacité tous les problèmes que vous rencontrerez. N'oubliez jamais de ne pas perdre espoir car vous n'êtes pas seuls.

Carpe Diem.

Table des matières

Remerciements **2**

Introduction générale **2**

I État de l'art **6**

Introduction **7**

1 L'adhésion thérapeutique à la rééducation motrice post-AVC **9**
1.1 Introduction 9
1.2 Accident Vasculaire Cérébral 10
1.2.1 Séquelles de l'AVC 10
1.2.2 Parcours de soin 15
1.2.3 Bilan 16
1.3 Rééducation post-AVC 16
1.3.1 Rééducation motrice du membre supérieur 18
1.3.2 Bilan 23
1.4 Adhésion thérapeutique 24
1.4.1 Définitions 24
1.4.2 Facteurs d'adhésion 25
1.4.3 Motivation 30
1.4.4 Mesure 32
1.4.5 Bilan 34
1.5 Conclusion 35

2 La réalité virtuelle et l'adaptation de la difficulté pour la rééducation motrice post-AVC **36**
2.1 Introduction 36
2.2 Réalité virtuelle pour la rééducation motrice post-AVC 36
2.2.1 Vue d'ensemble 37
2.2.2 Choix des interfaces pour la rééducation motrice 39
2.2.3 Réalité Virtuelle et apprentissage moteur 43
2.2.4 Coach virtuel et jeu thérapeutique 50
2.2.5 Dispositifs commerciaux 52
2.2.6 Bilan 54
2.3 Difficulté adaptative 56
2.3.1 Définitions et modèles 56

2.3.2 Principes d'adaptation . . . 58
2.3.3 Méthodes par seuils . . . 59
2.3.4 Méthodes par apprentissage . . . 61
2.3.5 Méthodes prédictives et probabilistes . . . 63
2.3.6 Méthodes par scores . . . 64
2.3.7 Bilan . . . 65
2.4 Conclusion . . . 66

Bilan **68**

II Contribution **69**

3 Système de rééducation motrice post-AVC **70**
3.1 Introduction . . . 70
3.2 Framework . . . 71
3.3 Méthode de conception . . . 73
3.4 Système . . . 74
3.4.1 Choix du matériel . . . 74
3.4.2 Conception logicielle . . . 77
3.4.3 Plateforme . . . 79
3.5 Exercices . . . 79
3.5.1 Pointage . . . 79
3.5.2 Pronation-supination du poignet . . . 81
3.6 Tests préliminaires - tâche de pointage . . . 83
3.7 Difficulté adaptative . . . 85
3.7.1 Exercices, aptitudes et autres définitions . . . 86
3.7.2 Modélisation de la difficulté d'un exercice . . . 88
3.7.3 Génération d'exercices . . . 94
3.7.4 Evaluation et adaptation . . . 96
3.8 Conclusion . . . 97

4 Protocole expérimental - Utilisabilité, difficulté et motivation **99**
4.1 Introduction . . . 99
4.2 Expérimentation . . . 100
4.2.1 Participants . . . 101
4.2.2 Déroulement du plan expérimental . . . 102
4.3 Résultats . . . 107
4.3.1 Données démographiques et cliniques . . . 108
4.3.2 Utilisabilité . . . 110
4.3.3 Difficulté . . . 111
4.3.4 Effort et importance . . . 116
4.3.5 Motivation . . . 116
4.3.6 Corrélations . . . 117
4.3.7 Pertes de suivi *(tracking)* . . . 117
4.3.8 Analyse du mouvement . . . 118
4.4 Discussion . . . 122
4.5 Conclusion . . . 123

Conclusion générale **125**

Appendices **150**

A Analyse du mouvement **150**

Table des figures

1.1 Exemples de rééducation manuelle du membre supérieur 19
1.2 Exemples de rééducation instrumentée du membre supérieur (*biofeedback*, stimulation électrique fonctionnelle, robotique) 20
1.3 Les cinq dimensions de l'adhésion thérapeutique selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) extrait et traduit de [Sabaté, 2003] 25
1.4 Modèle d'influence des facteurs à l'adhésion extrait et traduit de Shaughnessy et al. [2006] 28
1.5 Dimensions des facteurs pour l'adhésion thérapeutique 29
1.6 Taxonomie de la motivation humaine extrait et traduit de Ryan and Deci [2000] 31
1.7 Diagramme de la théorie du *flow* extrait et traduit de [Csikszentmihalyi and Rathunde, 1993] 32

2.1 Exemples d'avatars extrait de [Soares et al., 2014; Shin et al., 2014; Kiper et al., 2011] 41
2.2 Système d'auto-rééducation à domicile extrait de [Wittmann et al., 2016] 44
2.3 Exercices en Environnement Virtuel (EV) extrait de [Turolla et al., 2013] 44
2.4 Thérapie robotique (A) et conventionnelle en autonomie (B) extrait de [Housman et al., 2009] 46
2.5 Système IREX extrait de [Jang et al., 2005] 47
2.6 Système avec gant de donnée et interface robotique extrait de [Merians et al., 2011] 48
2.7 Système (a), *coaching* (b) et jeu (c) extrait de [Cameirão et al., 2016] . . 50
2.8 Coach virtuel extrait de [Bickmore and Picard, 2005] 51
2.9 Promotion de l'activité physique avec la Wii extrait de [Taylor et al., 2011] 52
2.10 Phases d'un système de difficulté adaptative 59
2.11 Le système de Ma and Bechkoum [2008] entre les mains d'un utilisateur . 60
2.12 Le système d'Alankus et al. [2010] 61
2.13 Le système d'Hocine et al. [2015] 62
2.14 Le système de Pirovano et al. [2012] 64

3.1 Architectures des dispositifs de réalité virtuelle pour la rééducation motrice post-AVC 71
3.2 Dispositif 74
3.3 Espace de captation et repère du Leap Motion© 74
3.4 Image et distortion du Leap Motion© 75
3.5 Éléments de la main suivis par le Leap Motion© 75
3.6 Support réalisé par impression 3D permettant de fixer le Leap Motion© à une lampe 76

3.7 Écrans d'introduction du logiciel 77
3.8 Écran principal et de fin d'un exercice 77
3.9 Exercice de pointage 79
3.10 Exercice de pronation-supination du poignet 81
3.11 Calibration de la pronation-supination du poignet 83
3.12 Tests préliminaires menés sur 8 patients de la clinique Les Trois Soleils . 83
3.13 Modèle de description et d'adaptation de la difficulté 85
3.14 Exemples appliqués des aptitudes 86
3.15 Tracé de la fonction $H(h_j)$ 92
3.16 Tracé de la fonction $F(m_j, d_j)$ 92
3.17 Exemples $H(h_j)$ et $F(m_j, d_j)$ 93
3.18 Choix de la colonne en ligne $k + 1$ 95

4.1 Conversion en rang du score de SUS selon 959 études extrait de Bangor et al. [2009] 100
4.2 Différents positionnements du Leap Motion© par rapport à la main . . . 103
4.3 Aperçu d'une image selon la position de la caméra 103
4.4 Affichage pendant la phase de calibration : consigne vidéo à gauche, retour visuel 3d à droite 104
4.5 Visuel de la tâche 105
4.6 Présentation des niveaux : familiarisation, facile, moyen et difficile 106
4.7 Salle d'expérimentation EVRA du Laboratoire IBISC dans lequel se déroule l'expérimentation pour les sujets sains 106
4.8 Bureau à la clinique Les Trois Soleils dans lequel se déroule l'expérimentation pour les patients 107
4.9 Vue générale des mesures réalisées avec le Leap Motion© avec présentation des repères de l'étude réalisée par le service recherche de la clinique Les Trois Soleils 118
4.10 Cinématique 3D du solide illustrée par le service recherche de la clinique Les Trois Soleils 119
4.11 Analyse du mouvement des sujets sains à gauche et des patients à droite lors du niveau de difficulté facile, moyen et difficile (du haut vers le bas) 121

A.1 Analyse du mouvement des sujets sains lors du niveau de difficulté facile 150
A.2 Analyse du mouvement des sujets sains lors du niveau de difficulté moyen 150
A.3 Analyse du mouvement des sujets sains lors du niveau de difficulté difficile 151
A.4 Analyse du mouvement des patients lors du niveau de difficulté facile . . 151
A.5 Analyse du mouvement des patients lors du niveau de difficulté moyen . . 151
A.6 Analyse du mouvement des patients lors du niveau de difficulté difficile . 152

Liste des tableaux

1.1 Schéma simplifié des composantes de la Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) adapté de [Organization, 2001b] . . . 11
1.2 Freins à l'adhésion reportées par les patients post-Accident Vasculaire Cérébral (AVC) dans les études de Rimmer et al. [2008] et Jurkiewicz et al. [2011] . . . 27

2.1 Récapitulatif des travaux sur la difficulté adaptative dynamique . . . 65

3.1 Correspondance des transitions et configurations . . . 88
3.2 Coefficients caractérisant la difficulté des aptitudes . . . 89
3.3 Difficulté normalisée des transitions . . . 90
3.4 Classement des transitions selon leur difficulté normalisée . . . 91
3.5 Correspondance entre catégories et intervalles de difficulté . . . 96

4.1 Données démographiques . . . 108
4.2 Données cliniques des patients incluant le détail des scores du *Fugl-Meyer Upper Extremity* ainsi que plusieurs troubles (sensitifs, dysexécutifs, language, praxiques, héminégligence et hémianospsie) . . . 109
4.3 Questionnaire SUS . . . 110
4.4 Résultats SUS sujets sains (n=32) . . . 110
4.5 Résultats SUS patients (n=28) . . . 111
4.6 Performances patients (n=28) et sujets sains (n=32) . . . 111
4.7 ANOVA sur les performances des sujets-sains (n=32) . . . 112
4.8 *Tukey HSD : Repeated Measures Anova* sur les performances des sujets-sains (n=32) en fonction des niveaux de difficulté . . . 112
4.9 ANOVA sur les performances des patients (n=28) . . . 112
4.10 *Tukey HSD : Repeated Measures Anova* sur les performances des patients (n=28) en fonction des niveaux de difficulté . . . 112
4.11 Questions de la sous-section compétence perçue (*perceived competence*) de l'IMI . . . 113
4.12 Résultats de la sous-section compétence perçue (*perceived competence*) de l'IMI pour les patients (n=28) et les sujets sains (n=32) . . . 113
4.13 Pourcentage de récupération par colonne pour les sujets sains (n=32) et les patients (n=28) . . . 114
4.14 Pourcentages de réussite des transitions chez les sujets sains (n=32) . . . 114
4.15 Pourcentages de réussite des transitions chez les patients (n=28) . . . 115
4.16 Pourcentages ordonnés de réussite des transitions chez les patients (n=28) 115

4.17 Résultats de la sous-section effort et importance (*effort importance*) de l'IMI pour les patients (n=28) et les sujets sains (n=32) 116
4.18 Résultats de la sous-section intérêt et amusement (*interest enjoyment*) de l'IMI pour les patients (n=28) et les sujets sains (n=32) 116
4.19 Résultats de la sous-section valeur et utilité (*value usefulness*) de l'IMI pour les patients (n=28) 117
4.20 Perte de suivi par niveau de difficulté pour patients (n=28) et sujets sains (n=32) 118

Glossaire

aphasie Trouble du langage. Le mot « aphasie » vient du grec « phasis » (parole) et signifie « sans parole ». 9

attitudinal Qui concerne l'attitude psychologique de quelqu'un. 11

CAVE Correspond à l'acronyme récursif « cave automatic virtual environment » est un environnement immersif de réalité virtuelle où des projecteurs sont dirigés sur 2 à 6 murs dans un cube d'au moins $2m^2$. 40

comorbidités En médecine, la comorbidité désigne soit la présence d'un ou de plusieurs troubles associés à un trouble ou une maladie primaire, soit l'effet provoqué par ces troubles ou maladies associés. 16

héminégligence Incapacité à « détecter, s'orienter vers, ou répondre à des stimuli porteurs de signification lorsqu'ils sont présentés dans l'hémiespace contralésionnel (opposé à la lésion) », Heilman (1973). 9

hémiparésie Paralysis partielle d'une moitié du corps. 9

ischémie Diminution de l'apport sanguin artériel à un organe. 10

neuroplasticité capacité du cerveau de créer, défaire ou réorganiser les réseaux de neurones et les connexions de ces neurones. 19, 37

pronation-supination La pronation consiste à orienter les paumes vers l'arrière du radius. Pour mieux visualiser, la pronation est le mouvement que l'on réalise lorsqu'on tourne les paumes de la main vers le sol. La supination est le mouvement inverse qui correspond visuellement à tourner les paumes de la main vers le ciel. 4

proprioceptive La proprioception (formé de proprio-, tiré du latin proprius, « propre », et de [ré]ception) ou sensibilité profonde désigne la perception, consciente ou non, de la position des différentes parties du corps. 19

présence La présence en réalité virtuelle correspond à la sensation d'être physiquement et spatialement présent dans l'environnement virtuel. 40

spasticité exagération du réflexe myotatique. Elle consiste en un étirement rapide d'un muscle qui entraîne trop facilement sa contraction réflexe qui dure un certain temps. 9, 18, 19

thrombus Dans une terminologie non médicale il s'agit d'un « caillot », mais ce dernier n'implique pas forcément qu'il se situe dans un vaisseau sanguin.. 10

trophicité ensemble des mécanismes et des processus qui participent à la nutrition et à la croissance des organes et des tissus. 19

Acronymes

AHA American Heart Association. 55

AIC Accident Ischémique Constitué. 10

AIVQ Activités Instrumentales de la Vie Quotidienne. 13

AVC Accident Vasculaire Cérébral. 2–4, 7, 9, 10, 12–14, 16, 17, 21, 23, 24, 26, 27, 30–32, 34–40, 42, 43, 48–51, 53–56, 58, 60, 62, 65–68

AVQ Activités de la Vie Quotidienne. 7, 9, 10, 13, 16, 35, 39, 66

CIF Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé. 10–12, 15, 37

CIH Classification Internationale des Handicaps. 11

CNRTL Centre National de Ressources Textuelles et Lexicales. 10, 12, 56

CP Connaissance de la performance. 47, 48

CR Connaissance du résultat. 47, 48

EEG électroencéphalographie. 65

EHPAD Établissement d'Hébergement pour Personnes Âgées Dépendantes. 10

ETP Éducation Thérapeutique du Patient. 34

EV Environnement Virtuel. 37–39, 41, 42, 44, 48

FAI *Frenchay Activities Index*. 14

FPS *First Person Shooter*. 63, 65

HAS Haute Autorité de Santé. 17

HDJ Hôpital de Jour. 15

IB Indice de Barthel. 13, 14

MCTS recherche arborescente Monte Carlo. 63

MPR Médecine Physique et Réadaptation. 15

OMS Organisation Mondiale de la Santé. 7, 10, 11, 24–26, 28, 34

RCT Randomized Controlled Trial. 54

RV Réalité Virtuelle. 36–40, 44–48, 50, 52–55, 66

SSR Soins de Suite et Réadaptation. 10, 15

SVM *Support Vector Machine*. 62

UNV Unité Neuro-Vasculaire. 15

Introduction générale

Contexte

L'Accident Vasculaire Cérébral (AVC) est un problème de santé mondial majeur qui affecte chaque année environ 10 millions de personnes dans le monde. Il représente la première cause de handicap acquis de l'adulte et la seconde cause de démence (après Alzheimer). Les séquelles qu'il génère comme l'hémiparésie (paralysie partielle d'une moitié du corps) amènent à une perte d'autonomie (décision) et d'indépendance (réalisation). Une rééducation est donc nécessaire pour recouvrer le maximum de capacités. Cependant, elle pose un problème majeur qui est celui de l'adhésion thérapeutique. En effet, trop de patients ne suivent pas les recommandations médicales. C'est la raison primaire derrière les bénéfices suboptimaux des thérapies.

Les travaux de cette thèse portent sur **la conception et l'évaluation d'un système d'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur post-AVC**. Plus particulièrement, nous nous intéressons à la mise en place d'un système de gestion de la difficulté, nécessaire pour améliorer l'adhésion des patients.

Cette thèse est réalisée dans le cadre d'un contrat CIFRE entre le laboratoire IBISC [1] et la société Interaction Healthcare [2], en collaboration avec la clinique Les Trois Soleils. Les travaux de recherche de l'équipe IRA2 [3] du laboratoire IBISC ont pour objectif d'améliorer les interactions entre des personnes et des systèmes complexes artificiels (virtuels, augmentés, robotisés, applications informatiques). Interaction Healthcare est une agence numérique française spécialisée dans la santé. La clinique Les Trois Soleils est un Centre de Rééducation et Réadaptation Fonctionnelle centré sur le locomoteur et la neurologie.

Problématique

Les systèmes de réalité virtuelle pour la rééducation motrice post-AVC sont complexes à concevoir et à réaliser pour de multiples raisons :

— **Utilisabilité et ergonomie** : il faut s'assurer que le dispositif soit intuitif et facilement compréhensible de tous ainsi qu'utilisable par des patients ayant des troubles moteurs divers et de sévérité variable ;

1. Informatique, Bio-Informatique et Systèmes Complexes, EA 4526, Univ. Evry, Université Paris-Saclay, www.ibisc.univ-evry.fr/
2. Groupe Interaction - Interaction Healthcare, www.interaction-healthcare.com
3. Interaction, Réalité virtuelle & Augmentée, Robotique Ambiante

— **Utilité et efficacité thérapeutique** : il faut s'assurer que le système permet bien une évolution positive des capacités motrices. Dans l'idéal, cette progression doit être maximisée via l'implémentation d'éléments de l'apprentissage moteur tels que les rétroactions. Il est nécesssaire de concevoir des tâches avec des spécialistes (ergothérapeutes) ainsi que d'adapter le système pour toujours délivrer des exercices représentant un défi pour chaque patient ;

— **Adhésion (acceptation et motivation)** : il faut s'assurer que le système est utilisé par les patients, régulièrement et le plus longtemps possible. L'objectif étant qu'ils suivent les recommandations médicales décidées ensemble avec leur thérapeute. Ceci est d'autant plus difficile dans le cadre d'une rééducation en autonomie à domicile.

Pour répondre à cette problématique, nous avons travaillé en collaboration avec les patients, ergothérapeutes, neuro-psychologues et le service recherche de la clinique Les Trois Soleils. Nous nous sommes intéressés à la rééducation motrice du membre supérieur car c'est la déficience la plus fréquente mais surtout celle dont le pronostic de récupération est le moins favorable avec un impact significatif sur les activités de la vie quotidienne. Et plus particulièrement dans le cadre d'une rééducation en autonomie (auto-rééducation) à domicile, pour laquelle le problème primaire est celui de l'adhésion thérapeutique.

L'objectif de ces travaux est de proposer **un système d'auto-rééducation du membre supérieur post-AVC dont la difficulté des exercices s'adapte au patient afin d'obtenir un dispositif utilisable, utile, accepté et motivant**.

Organisation de la thèse

Nos travaux de recherche relèvent de la réalité virtuelle appliquée à la rééducation motrice post-AVC, complétés par de l'adaptation de la difficulté. Le manuscrit est organisé en deux parties :

— La première présente le contexte lié à l'AVC ainsi que la rééducation, plus particulièrement celle du membre supérieur, pratiquée en autonomie. Par la suite, les problèmes d'adhésion thérapeutique que rencontrent les patients sont exposés. Enfin, elle contient un état de l'art sur les dispositifs de réalité virtuelle pour la rééducation post-AVC ainsi qu'un état de l'art sur les méthodes de difficulté adaptative ;

— La seconde partie présente nos contributions incluant la conception centrée-utilisateur d'un système d'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur ainsi que la proposition d'un système de mesure de la difficulté basé sur les capacités motrices des patients. L'objectif de ce système de mesure est d'être suffisamment abstrait afin d'être appliqué à plusieurs exercices de rééducation. Pour finir, nous présentons notre étude expérimentale menée sur des sujets sains et 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 suscitée chez les utilisateurs.

Chapitre 1 - L'adhésion thérapeutique à la rééducation motrice post-AVC

Dans le chapitre 1, nous introduisons l'AVC et les séquelles motrices et cognitives qu'il provoque dont l'hémiparésie (paralysie partielle d'une moitié du corps). Nous présentons le parcours de soins et le déroulement du processus de rééducation. Plus particulièrement, l'auto-rééducation à domicile pour les patients en phase chronique (plus de 6 mois après AVC). Puis nous présentons les problèmes liés à cette forme de rééducation, notamment le manque d'adhésion thérapeutique. En effet, après avoir été en centre, une fois retournés à domicile, la majorité des patients ne pratique pas d'auto-rééducation par manque de motivation et d'outils.

Chapitre 2 - La réalité virtuelle et l'adaptation de la difficulté pour la rééducation motrice post-AVC

Dans le chapitre 2, nous présentons les dispositifs de réalité virtuelle pour la rééducation motrice post-AVC. Nous détaillons notamment les interfaces utilisées (gants de données, manettes, caméras, ...), le rôle de l'apprentissage moteur (activité répétitive, intensive, orientée-tâche, motivante, . . .) ainsi que l'efficacité de ces dispositifs. Ensuite, nous présentons les méthodes pour adapter la difficulté des exercices proposés via ces dispositifs afin qu'ils puissent être utilisés par le plus de patients possible. Par ailleurs, il s'agit aussi de renforcer la motivation des patients et ainsi améliorer leur adhésion thérapeutique.

Chapitre 3 - Système d'assistance à l'auto-rééducation motrice post-AVC

Dans le chapitre 3, nous présentons notre système conçu selon une méthode centrée-utilisateur en collaboration avec les patients, ergothérapeutes, neuro-psychologues et le service recherche de la clinique Les Trois Soleils. Notre système est basé sur un Leap Motion©[4] placé au dessus d'une table (pour permettre au patient d'avoir un support contre-pesanteur) qui permet d'interagir avec des environnements virtuels 3D affichés sur un écran. Deux types d'exercices ont été proposés aux patients dans l'objectif de récupérer de la motricité. Le premier concerne une tâche de pointage qui permet de faire travailler la flexion-extension du coude ainsi que l'épaule. Le second concerne une tâche de pronation-supination* du poignet. Enfin, nous présentons notre procédé d'adaptation de la difficulté de la tâche, incluant notre système de gestion de la difficulté basé sur les aptitudes motrices des patients. Ce système de gestion a pour objectif d'être découplé des activités proposées et donc d'être applicable à de multiples exercices.

4. caméra stéréo infrarouge spécialisée dans la détection de main

Chapitre 4 - Protocole expérimental - Utilisabilité, difficulté et motivation

Dans le chapitre 4, nous présentons le protocole expérimental ayant pour objectif d'évaluer l'utilisabilité du dispositif, la cohérence de notre système de gestion de la difficulté à travers son impact sur les performances patients ainsi que le degré de motivation des utilisateurs. Le système a été testé sur une population de 60 individus dont 28 patients de la clinique Les Trois Soleils et 32 sujets sains de l'université d'Evry. L'étude expérimentale a été validée par le comité d'éthique du CER Paris-Saclay.

Sur l'échelle d'utilisabilité (SUS) allant de 0 à 100, les patients ont un score moyen de 79.018 et les sujet sains de 85.859. Selon la méthode de [Bangor et al., 2009], notre dispositif est considéré de rang B (score entre 80 et 100) avec une utilisabilité excellente pour les sujets sains et de rang C (score entre 70 et 80) avec une bonne utilisabilité pour les patients très proche du rang B atteint par les sujets sains.

Les résultats obtenus montrent que notre système de gestion de la difficulté est cohérent car les performances moyennes (représentées par un score allant de 0 à 66) des patients et des sujets sains diminuent lorsque le niveau de difficulté augmente. Cependant, son impact reste faible sur les performances.

En ce qui concerne la motivation intrinsèque, les résultats moyen de l'IMI (Intrinsic Motivation Inventory) sur une échelle de Likert-7 sont de 6.3 chez les sujets sains et de 6.2 chez les patients. De plus, il n'y a pas de différence statistiquement significative ($p<0.05$) entre les deux groupes. Notre dispositif motive donc fortement les patients, autant que les sujets-sains. D'ailleurs, les patients pensent aussi que le dispositif est utile pour leur rééducation (score moyen de 6 sur une échelle de Likert-7 concernant la partie valeur/utilité de l'IMI).

Première partie

État de l'art

Introduction

Les patients victimes d'AVC vont faire face à de multiples séquelles sous forme de déficiences. Celles-ci vont alors les amener à des limitations d'activité et donc des restrictions de participation aux Activités de la Vie Quotidienne (AVQs). Le tout se traduit par une perte d'autonomie et d'indépendance.

Il est nécessaire de prendre en charge les patients selon un parcours de soin bien défini par la Sofmer-Fedmer [5]. Quel que soit le parcours, les patients devront pratiquer de la rééducation afin de récupérer des capacités motrices et cognitives pour regagner le maximum d'autonomie et d'indépendance.

Un des problèmes fondamentaux de la rééducation, plus particulièrement dans le cadre des maladies chroniques comme l'AVC, est le manque d'adhésion thérapeutique qui est la raison primaire derrière les bénéfices suboptimaux des thérapies [Rybacki, 2002; Dunbar-Jacob et al., 2000]. Les organismes de santé comme l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) et Cochrane [6] estiment que trouver une solution à ce problème d'adhésion serait plus bénéfique que toute autre découverte biomédicale.

Une des solutions à ce problème d'adhésion est l'utilisation de certains moyens comme le jeu thérapeutique et la réalité virtuelle. Le jeu thérapeutique permet d'amener une dimension ludique tandis que la réalité virtuelle permet de proposer l'activité de manière contrôlée sans supervision directe d'un thérapeute. Cependant, contrairement à l'humain, il est plus difficile pour la technologie de s'adapter au mieux à son utilisateur. Dans notre situation, il est complexe de proposer une activité qui soit toujours adaptée aux capacités des patients pour qu'ils pratiquent une activité suffisamment difficile pour être thérapeutique et suffisamment facile pour qu'ils restent motivés (selon la théorie du *flow* de Csikszentmihalyi and Rathunde [1993]) afin d'améliorer leur adhésion. C'est dans ce cadre que nous nous intéresserons à l'adaptation de la difficulté dans les jeux thérapeutiques. Nous étudierons plus particulièrement comment exprimer et mesurer cette difficulté, ses différentes dimensions ainsi que différentes méthodes pour l'adapter.

Cette première partie du manuscrit présente l'AVC (section 1.2), les méthodes de rééducation et plus particulièrement celles dédiées à la récupération motrice du membre supérieur (section 1.3) ainsi que les problèmes d'adhésion durant cette rééducation (section 1.4). Ensuite, un état de l'art est présenté sur les systèmes de rééducation basés sur la réalité virtuelle (section 2.2). Enfin, la représentation de la difficulté et les différentes

5. Société Française de Médecine Physique et de Réadaptation (Sofmer) & Fédération française de médecine physique et de réadaptation (Fedmer)

6. Organisation à but non lucratif indépendante (avec un siège à l'OMS) qui a pour but de regrouper des données scientifiquement validées de manière accessible et résumée en conduisant des revues systématiques d'essais randomisés contrôlés d'interventions en santé.

méthodes pour permettre son adaptation dynamique sont présentées, dans le cadre des exercices de rééducation basés sur la réalité virtuelle (section 2.3).

Chapitre 1

L'adhésion thérapeutique à la rééducation motrice post-AVC

1.1 Introduction

L'AVC est un problème majeur de santé public, tant en matière de nombre de victimes, de coût, et de conséquences personnelles. Les patients victimes d'AVC sont confrontés à de nombreux troubles : cognitifs comme l'héminégligence* et l'aphasie*, ainsi que moteurs comme l'hémiparésie*, la spasticité* et les tremblements. Ces séquelles entravent le patient dans son autonomie et indépendance au quotidien.

Les parcours de soin organisent le traitement en urgence de l'AVC puis la rééducation des déficiences, qui a pour objectif de permettre aux patients de récupérer leurs capacités. C'est un processus lent, long et répétitif, qui fait intervenir des équipes thérapeutiques pluridisciplinaires. Concernant la rééducation motrice du membre supérieur, de nombreuses méthodes existent, manuelles ou instrumentées. Toutefois, elles ne garantissent pas que la récupération des capacités sera suffisante pour recouvrer une autonomie et indépendance dans les AVQs. La raison primaire derrière les bénéfices suboptimaux de la rééducation est le manque d'adhésion thérapeutique. En effet, les patients ne suivent pas les recommandations médicales, notamment en termes de durée, d'intensité et de régularité, et ce, plus particulièrement dans le cadre de la phase chronique. Lorsque le patient retourne à son domicile après environ 6 mois de rééducation en centre, il ne dispose que de très peu d'outils pour continuer à pratiquer sa rééducation en autonomie. C'est ce problème que nous présenterons dans ce chapitre.

Nous commencerons donc par introduire l'AVC en section 1.2, les séquelles et leurs répercussions sur l'autonomie et l'indépendance. Par la suite, nous présenterons la rééducation en section 1.3, ses méthodes et ses critères d'évaluation. Pour finir ce chapitre, nous détaillerons l'adhésion thérapeutique en section 1.4 à travers ses multiples dimensions et facteurs ainsi que les moyens de la mesurer.

1.2 Accident Vasculaire Cérébral

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), un AVC résulte d'un dysfonctionnement vasculaire (occlusion ou hémorragie) qui entraine l'interruption de la circulation sanguine dans un territoire vasculaire du cerveau. L'occlusion d'une artère intra ou extra-crânienne par un thrombus* génère une diminution du débit sanguin local et de l'apport en oxygène et nutriments. L'occlusion est alors responsable d'une ischémie* cérébrale dans le territoire de l'artère (AVC ischémique ou Accident Ischémique Constitué (AIC) qui constituent 80 % des AVCs). Contrairement à l'AVC hémorragique (20 % des AVCs) qui résulte d'un saignement artériel avec constitution d'un hématome cérébral, l'AVC ischémique a l'avantage de pouvoir bénéficier d'un traitement curatif permettant de recanaliser (déboucher) l'artère par des méthodes médicamenteuses (thrombolyse intraveineuse) et mécaniques (thrombectomie).

Cette pathologie neurovasculaire affecte chaque année environ 10 millions de personnes dans le monde dont 150 000 nouveaux cas en France [Feigin et al., 2014; Fery-Lemonnier, 2009]. Elle est la première cause de handicap acquis de l'adulte et la seconde cause de démence (après Alzheimer). L'AVC est la 3e cause de mortalité en France après les cancers et les maladies cardio-vasculaires et impacte toutes les tranches d'âge, car même si la moyenne est de 73 ans, 20 % des personnes atteintes ont moins de 20 ans.

L'AVC est un problème de santé publique qui, du fait du vieillissement de la population, va devenir très préoccupant dans les prochaines décennies [Spieler et al., 2003]. Financièrement, cela représente une dépense annuelle de 8,3 milliards d'euros (3 % du budget de la santé en France), avec 5,9 milliards pour le secteur de soins et 2,4 pour le secteur médico-social. Les institutions sont également concernées par cette problématique : 2 % des séjours en hospitalisation de courte durée, 4,5 % des journées de Soins de Suite et Réadaptation (SSR), et 15 % des personnes vivant en Établissement d'Hébergement pour Personnes Âgées Dépendantes (EHPAD) sont des personnes ayant été victimes d'AVC.

Malgré la rééducation, en fin de parcours de soin, le pourcentage de personnes qui restent très dépendantes physiquement est de 43,2 % [Fery-Lemonnier, 2009]. En effet, la majorité des survivants ont des séquelles, qu'elles soient neuro-locomotrices, cognitives ou encore psycho-affectives [de Peretti et al., 2012; Dennis, 2000; Lincoln et al., 2013]. Ces séquelles vont entraîner des limitations dans les AVQs, provoquant une restriction de participation sociale [Gadidi et al., 2011; Mayo et al., 2002].

1.2.1 Séquelles de l'AVC

Selon le Centre National de Ressources Textuelles et Lexicales (CNRTL), une **séquelle** est un trouble inhérent à un problème de santé qui persiste après guérison de la cause première. L'OMS [Organization, 2001b] a défini la Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) afin de « fournir un langage uniformisé et un cadre pour la description et l'organisation des informations relatives au fonctionnement et au handicap ». Le terme « fonctionnement » se rapporte aux fonctions organiques, aux activités de la personne et à la participation au sein de la société ; « handicap » désigne les déficiences, les limitations d'activité ou les restrictions de participation. Les différentes composantes de cette classification sont représentées dans le tableau 1.1. Elles

s'inscrivent dans trois dimensions : médicale, personnelle et sociale.

Les composantes du fonctionnement sont :

— Les **structures anatomiques du corps** (organes, membres, etc.) et les fonctions associées (physiologiques et psychologiques) ;

— Les **activités** correspondent à l'exécution de tâche ou d'action par une personne ;

— La **participation** désigne l'implication d'une personne dans une situation de vie réelle.

À chacune des fonctions sont associées les conséquences d'ordre négatif regroupées sous le terme générique de handicap :

— Pour les fonctions organiques et structures anatomiques, les conséquences sont des **déficiences** ;

— Pour les activités, des **limitations** (ou incapacités) ;

— Pour la participation des **restrictions (de participation)**, correspondant aussi au désavantage social.

Les facteurs personnels et environnementaux peuvent impacter l'ensemble de ces dimensions soit positivement en tant que facilitateur, soit négativement en tant que frein :

— Les **facteurs environnementaux** désignent l'environnement physique, social et attitudinal* dans lequel les gens vivent et mènent leur vie ;

— Les **facteurs personnels** représentent le cadre de vie particulier d'une personne, composé de caractéristiques de l'individu qui ne font pas partie d'un problème de santé ou d'un des états de la santé (ils ne sont pas classifiés dans la CIF mais sont repris dans le tableau 1.1 pour montrer qu'ils jouent un rôle qui peut avoir un impact sur le résultat des diverses interventions).

Dimensions	Médicale	Personnelle	Sociale
Fonctionnement	Fonctions et structures corporelles	Activités (capacités)	Participation (performance)
Handicap	Déficiences	Limitations d'activité (incapacités)	Restriction de participation (désavantage)
Facilitateurs et freins	Facteurs personnels et environnementaux		

Table 1.1 – Schéma simplifié des composantes de la CIF adapté de [Organization, 2001b]

À des fins de simplification, nous avons représenté la CIF comme était schématisée la Classification Internationale des Handicaps (CIH) de 1980, dont les interactions étaient moindres et unidirectionnelles. En réalité, dans le cadre de la CIF, il existe des interactions dynamiques entre toutes ces entités. L'OMS précise que « Les interactions opèrent dans les deux sens ; la présence d'un handicap peut même modifier le problème de santé lui-même. Inférer une limitation de capacité à partir d'une ou de plusieurs déficiences, ou une

restriction de performance à partir d'une ou plusieurs limitations, peut souvent sembler correct. Il est cependant important de collecter les données sur ces schémas de manière indépendante, et ensuite seulement d'explorer les associations et liens de causalité qui peuvent exister entre elles. Si l'on veut décrire une expérience de santé dans son entier, toutes les composantes sont utiles. » [Organization, 2001a].

Déficiences

Selon le CNRTL, une **déficience** correspond à toute perte ou altération d'une fonction ou d'une structure psychologique, physiologique, ou anatomique. Dans la CIF, les déficiences désignent des problèmes dans la fonction organique ou la structure anatomique, tels qu'un écart ou une perte importante. Les principales déficiences sont de trois types : sensorielles, mentales et motrices [World Health Organization, 1980].

Dans le cadre de l'AVC, les déficiences peuvent être :

- **motrices** : la paralysie est initialement totale, les muscles sont incapables de la moindre activité. Après quelque jours ou plus rarement semaines, des contractions musculaires sont à nouveau possibles, mais cette motricité renaissante est altérée et n'autorise que des mouvements grossiers et sans précision. On parle alors de parésie ou paralysie partielle. De plus, cette parésie ne touche en général qu'une moitié du corps (celle opposée à la zone cérébrale lésée), on parle alors d'hémiparésie. Il y a aussi des troubles de l'équilibre avec des sensations de vertiges et surtout de tangage. Un peu plus rarement des troubles de la déglutition, c'est-à-dire des difficultés à avaler. Au déficit moteur s'ajoutent des troubles du tonus, caractérisés par une résistance à l'étirement des muscles appelée spasticité ;
- **sensitives** : qui se manifestent à travers des sensations d'engourdissement, d'endormissement ou de picotements ;
- **cognitives**
  - **visuelles** : comme la perte d'un hémichamp visuel du même côté que la parésie (hémianopsie). Il y a aussi l'héminégligence qui conduit la personne atteinte à négliger, « oublier » la moitié de l'espace qui l'entoure (elle perçoit mais aucun stimulus n'arrive à la conscience) ;
  - **praxiques** : la gène ou impossibilité à accomplir des gestes alors qu'il n'y a pas de troubles moteurs ;
  - **gnosiques**, ou troubles de l'intégration des sensations, alors que les capteurs sensoriels périphériques fonctionnent normalement. On parle d'agnosie sensitive et visuelle ;
  - **de la mémoire**, plus particulièrement des faits récents ;
- **de la parole et du langage** : la paralysie des muscles du palais, de la langue et des mâchoires entraîne des difficultés d'élocution appelées dysarthrie ; les difficultés de compréhension et/ou d'expression caractérisent l'aphasie. Ce trouble peut prédominer sur le versant moteur avec conservation d'une assez bonne compréhension. Parfois la compréhension est très sévèrement touchée avec conservation d'une élocution de type jargon, difficilement compréhensible. Les difficultés concernent à la fois l'oral et l'écrit ;
- **des syndromes dépressifs** assez fréquents (30 %) ainsi qu'une anxiété accrue ;

— des douleurs fréquentes et une prédisposition à la fatigue accrue.

Selon une étude de Parker et al. [1986] sur 187 patients, seulement 13 % ne présentent pas de problème de parésie au niveau du membre supérieur dans les 14 premiers jours. A 3 mois, 24 % ont un déficit modéré à sévère, 50 % ont une paralysie légère, et les derniers 26 % n'ont pas de déficit perceptible. La perte de motricité initiale est un facteur de pronostique important car uniquement 16 % des patients ayant un déficit moteur sévère ont retrouvé une utilisation du bras fonctionnelle. D'ailleurs, seulement 13 % des patients ont montré une amélioration significative entre le 3e et le 6e mois.

La récupération de certains patients peut être totale avec des mouvements fins des doigts. Mais pour la plupart, elle est souvent de mauvaise qualité au niveau du membre supérieur, avec en particulier : une absence de mouvements dissociés des doigts, une préhension globale et des difficultés d'ouverture de la main (l'utilisation fonctionnelle de la main reste rare : 15 % à 30 %). La récupération est plus importante au membre inférieur, même s'il persiste habituellement un déficit des muscles releveurs du pied. La marche avec ou sans canne reste possible pour quatre individus sur cinq, le dernier restant définitivement dépendant d'un fauteuil roulant et de l'aide d'une tierce personne dans les AVQs.

Limitations d'activité

Les déficiences peuvent conduire à des limitations d'activité (incapacités), c'est-à-dire des impossibilités pour la personne déficiente de faire certaines actions. Ces limitations d'activité vont rendre difficiles voir impossible l'autonomie et l'indépendance des patients. L'autonomie est la capacité d'une personne à choisir elle-même les règles de sa conduite, l'orientation de ses actes et les risques qu'elle est prête à courir pour les assumer. L'indépendance est la capacité d'effectuer sans aide les activités de la vie courante, qu'elles soient physiques, mentales, économiques ou sociales. Indépendance et autonomie sont deux notions complémentaires et non opposées. Une personne peut être :

— autonome et indépendante, c'est à dire capable de choisir d'effectuer sans aide les AVQs. C'est le cas le plus courant, et toute personne tend à être dans ce cas ;

— autonome et dépendante : ne pas pouvoir faire seule certains actes mais être capable de décider ;

— non autonome et indépendante : elle peut effectuer seule les actes de la vie quotidienne, mais doit être dirigée, ayant perdu sa liberté de choix ;

— non autonome et dépendante, ne pouvant faire seule ni décider seule.

A 6 mois après un AVC, sur un échantillon de 434 patients, Mayo et al. [2002] soulignent la persistance de limitations des AVQ, évaluées par l'Indice de Barthel (IB) qui mesure l'autonomie sur 100 [Mahoney and Barthel, 1965]. En effet, 39 % des patients ont toujours des limitations d'activité, telles que la toilette, l'habillage, l'alimentation ou de mobilité.

Concernant les Activités Instrumentales de la Vie Quotidienne (AIVQs) [1] (mesurées par l'échelle de Lawton [Lawton and Brody, 1969]), la même étude de Mayo et al. [2002]

1. Les activités instrumentales de la vie quotidienne sont des composantes du comportement habituel qui ne sont pas nécessaires au fonctionnement de base contrairement aux AVQs mais qui permettent à chacun de vivre en autonomie dans sa communauté. Parmi les AVQs, on retrouve notamment la toilette et l'habillage, la prise des repas, le contrôle sphinctérien (élimination) et la mobilité. Parmi les AIVQs, on retrouve le fait de prendre soin des autres, prendre soin des animaux, élever et prendre soin de ses enfants, la gestion de la communication ainsi que des déplacements et des transports, la gestion des finances, la

souligne que seulement 46 % atteignent une pleine indépendance. Pour les 54 % restants, les activités requérant le plus d'aide sont le travail de maison (48 %), les courses (36 %), parcourir des petites distances (32 %) et les préparations de repas (29 %).

Restrictions de participation

Les limitations d'activité vont alors générer des restrictions de participation qui représentent l'écart entre l'incapacité de l'individu et les ressources personnelles, matérielles et sociales dont il dispose pour pallier ces incapacités. Cet écart représente un désavantage social.

Wood-Dauphinee and Williams [1987] ont étudié les restrictions de participation chez les patients et il en ressort que :

— 53 % avaient du mal à trouver une activité récréative, sociale ou occupationnelle pour la journée contre 16 % chez le groupe de contrôle ;

— 51 % estimaient problématique le travail domestique tel que les courses et l'entretien de la maison contre 5 % le groupe de contrôle ;

— 50 % des patients estimaient que sortir de chez soi posait problème contre seulement 8 % chez le groupe de contrôle.

Même chez les patients ayant une limitation d'activité peu importante, le problème de la restriction de participation est présent.

Gadidi et al. [2011] ont étudié les limitations d'activité (avec l'IB) et les restrictions de participation (avec le *Frenchay Activities Index* (FAI) [2]) sur le long terme (suivi de 4 ans). Sur les 71 patients restants (initialement 139) :

— 42 % étaient considérés comme dépendants (IB<95) ;

— 38 % avaient besoin d'aide pour la toilette ;

— 37 % avaient besoin d'aide pour l'habillage ;

— Près de 33 % avaient un score de FAI entre 15 et 29, indiquant une participation limitée. Les domaines les plus touchés par les restrictions étaient l'indépendance physique, la mobilité et les activités occupationnelles ;

— Presque 50 % avaient besoin d'une aide au quotidien.

L'ensemble de ces éléments va contribuer à une sédentarité dans la vie quotidienne. Ainsi, à un an après l'AVC, 59 % des patients ont un rythme de vie sédentaire alors qu'ils étaient 36 % avant l'AVC [Hornnes et al., 2010]. Ce comportement sédentaire va renforcer un déconditionnement préexistant, provoquant un cercle vicieux d'inactivité [Kelly et al., 2003].

gestion de la santé, l'entretien du domicile, la préparation du repas, le nettoyage et le rangement, la participation à la vie spirituelle, faire les courses, ...

2. Le *Frenchay activities index* établit un score de 15 à 60 allant d'une participation limitée à une participation importante.

1.2.2 Parcours de soin

L'objectif d'un parcours de soin est de permettre le juste enchaînement au bon moment, fondé sur de bonnes pratiques, des différentes compétences professionnelles liées (directement ou indirectement) aux soins. Celui-ci permet un meilleur accompagnement et une meilleure qualité de prise en charge clinique et thérapeutique à travers une intégration des différentes dimensions comme la pertinence, la sécurité, l'efficacité clinique mais aussi l'accessibilité, la continuité et la prise en compte du point de vue du patient.

Il existe 4 parcours de soin définis par le groupe Sofmer-Fedmer en fonction de la sévérité des déficiences, du pronostic fonctionnel et des facteurs contextuels selon le modèle de la CIF [Organization, 2001b].

Catégorie 1 Cette catégorie est définie par une autonomie de marche accompagnée par la présence d'une seule déficience. Tout d'abord, un séjour en Unité Neuro-Vasculaire (UNV) permet d'identifier l'orientation et la prescription de rééducation ultérieure. Ensuite, soit le patient retourne à domicile et doit poursuivre une rééducation en secteur libéral, soit il est redirigé vers un Hôpital de Jour (HDJ) car plus d'un type de rééducation est nécessaire. S'il n'est pas possible d'aller en HDJ pour des raisons sociales ou pathologiques, l'hospitalisation en Soins de Suite et Réadaptation (SSR) est alors indiquée.

Catégorie 2 Cette catégorie équivaut à plusieurs déficiences ou un déficit moteur du membre inférieur interdisant la marche. Cependant, un potentiel de récupération indique un projet d'autonomie probable. Après le séjour en UNV (qui au delà de définir le parcours de rééducation gérera les éventuels traitements précoces de complications), le patient bénéficie d'une hospitalisation complète en service de Médecine Physique et Réadaptation (MPR). Cette hospitalisation a pour but de préparer le retour à domicile, notamment en gérant les complications médicales. De plus, le patient effectue une rééducation intensive (>2h/j) grâce à un plateau technique spécialisé axé autour de la pluridisciplinarité. Après cette hospitalisation durant de 1 à 6 mois, les objectifs de gain de récupération pour l'autonomie sont poursuivis à domicile. Dans le cas de nécessité d'adaptation de l'environnement, d'insuffisance du réseau médical ou de pathologies associées ayant une incidence fonctionnelle, la prolongation du séjour MPR est préconisée jusqu'à ce que le problème soit réglé.

Autres catégories La catégorie 3 inclut les patients atteints de plusieurs déficiences, incluant forcément troubles cognitifs et/ou troubles du comportement. Le potentiel de récupération est limité, impliquant un projet d'autonomie partielle ou impossible. La catégorie 4 définit un accident grave, impliquant de multiples déficiences associées. Il en résulte un projet d'autonomie qualifié comme impossible. Dans les 2 cas, le séjour en UNV oriente les besoins de rééducation et réadaptation, puis un séjour en MPR dont la durée va varier, avant un retour à domicile quand celui-ci est possible. Quand le retour à domicile n'est pas possible, ou pour les patients en état végétatif, un maintien en institution est préconisé.

1.2.3 Bilan

Nous avons lors de cette partie fait une description de l'AVC et des séquelles engendrées. Nous avons aussi présenté les déficiences, pouvant entraîner une limitation d'activité. Celle-ci impliquant alors une restriction de participation aux AVQs, le tout menant à une perte d'autonomie et d'indépendance. Ensuite, nous avons décrit les différents parcours de soin en fonction de la sévérité des déficiences.

Nous allons par la suite nous intéresser plus particulièrement à la parésie du membre supérieur qui est la déficience la plus fréquente mais surtout celle dont le pronostic de récupération est le moins favorable avec un impact significatif sur les AVQs. On estime que 80 % des patients sont affectés de ce trouble et que seulement 20 % d'entre eux récupéreront la totalité des capacités neuro-fonctionnelles de leur bras [Duncan et al., 1994; Kwakkel et al., 2003; Faria-Fortini et al., 2011].

De plus, le membre supérieur est relégué au second plan dans le parcours de soin. Nous verrons d'ailleurs que c'est aussi plus particulièrement le cas lors du retour à domicile, car les kinésithérapeutes libéraux se concentrent sur la capacité de déplacement (marche) qui est souvent déjà acquise mais qui nécessite d'être améliorée, laissant peu de temps dans la prise en charge du membre supérieur.

Dans la section suivante, nous allons présenter la rééducation aux différentes phases de l'AVC, les différentes méthodes et approches aujourd'hui utilisées, dont l'auto-rééducation. Puis nous présenterons quelques méthodes d'évaluations des capacités motrices du membre supérieur.

1.3 Rééducation post-AVC

La prise en charge d'un patient qui a subi un AVC comprend plusieurs étapes imbriquées : la rééducation, la réadaptation et la réinsertion.

— La **rééducation** (fonctionnelle) correspond à la récupération progressive des capacités cognitives et motrices à travers des exercices développés dans le cadre de méthodes manuelles ou instrumentales.

— La **réadaptation** (fonctionnelle) correspond aux moyens d'adaptation à une situation nouvelle où la fonction antérieure est manifestement altérée et doit être suppléée par une autre approche, par exemple, se servir du bras gauche lorsque le droit est paralysé.

— La **réinsertion** désigne le versant social, familial et professionnel de la réadaptation de l'individu dans son environnement.

Ces différentes étapes, même si définies séparément, sont généralement menées d'une manière qui permet difficilement de les distinguer dans la pratique réelle. Par la suite, même si nous nous concentrerons uniquement sur la rééducation, ce sera dans son ensemble, pouvant parfois impliquer directement ou indirectement les autres étapes.

Une des difficultés à laquelle la rééducation fait face est la présence d'un contexte pathologique complexe influant sur la progression des personnes victimes d'AVC. L'état général, les comorbidités* (pathologies autres que l'AVC), mais également les troubles

neurologiques associés (comme les troubles de sensibilité, l'aphasie et les troubles cognitifs) interfèrent potentiellement avec l'évolution de la récupération motrice et aussi avec les capacités à bénéficier de soins de rééducation comme la kinésithérapie, l'ergothérapie et l'orthophonie.

On distingue habituellement trois phases d'évolution post-AVC :

— la phase aiguë : avant le 14ème jour ;

— la phase subaiguë : entre le 14ème jour et 6 mois ;

— la phase chronique : après 6 mois.

Lors de la phase aiguë, le patient est encore en hospitalisation. Des kinésithérapeutes viennent mobiliser principalement les membres inférieurs pour que le patient puisse commencer son processus de rééducation. Cependant, la prise en charge des membres supérieurs est trop faible voir inexistante à ce stade. Cela est lié a une gestion des priorités en fonction des moyens qui sont très réduits en hospitalisation ainsi qu'à la fragilité et la fatigabilité des patients. En effet, l'objectif principal à ce stade est de permettre au patient de pouvoir accéder à la rééducation qui passe par un travail postural (s'assurer que le patient puisse tenir assis, voire debout pour faciliter les transferts). Par la suite, lorsque le patient est en phase subaiguë, il est pris en charge dans des centres de rééducation fonctionnelle (selon sa volonté et motivation). Dans ces établissements, le patient est suivi par des ergothérapeutes, kinésithérapeutes, ortophonistes et neuropsychologues. Il pratique un grand nombre d'activités thérapeutiques. C'est la phase considérée comme la plus importante dans le processus de rééducation car la neuroplasticité post-AVC est encore forte et facilite le réapprentissage moteur et cognitif. C'est dans cette phase que le plus gros de la récupération a lieu. Enfin, après 6 mois, le patient est en phase chronique et retourne à son domicile. Il lui est souvent prescrit une visite hebdomadaire chez un kinésithérapeute lorsqu'il n'a pas recouvré des capacités considérées comme suffisantes et stables en termes d'autonomie et d'indépendance. Il n'y a pas de suivi médical fort, seules quelques rencontres sont organisées par année avec le centre de rééducation fonctionnelle. Cependant, ceux qui souhaitent encore récupérer de la motricité peuvent s'engager dans un processus d'auto-rééducation dans lequel ils doivent pratiquer des exercices à domicile en autonomie de manière répétée. Ils remplissent un carnet de bord permettant au thérapeute effectuant le suivi de vérifier l'observance ainsi que la progression du patient dans sa récupération motrice. Ainsi, lors des rencontres régulières dans le cadre du processus d'auto-rééducation, le thérapeute peut modifier le protocole thérapeutique afin de maximiser la récupération et échanger avec le patient. Il est cependant rare que les patients s'investissent dans ce genre de procédé car ils manquent souvent de motivation. De plus, le processus étant long (voire sans fin), même les patient motivés initialement ne vont pas forcément tenir sur le long-terme.

L'objectif est d'entreprendre la rééducation dans les premiers jours qui suivent l'AVC, et si possible dans les 24 premières heures. Il est admis par la Haute Autorité de Santé (HAS) que la précocité de la rééducation est un facteur d'efficacité [Haute Autorité de Santé, 2012]. Les deux autres éléments les plus importants étant l'intensité et la continuité présentées par la suite.

Parmi les différents types de rééducation, nous nous concentrerons ici sur la rééducation motrice, plus particulièrement celle du membre supérieur.

1.3.1 Rééducation motrice du membre supérieur

La rééducation motrice est définie comme :

> L'application de méthodes thérapeutiques pratiquées manuellement ou à l'aide d'instruments dont l'objet est la prévention secondaire, la conservation, le rétablissement, l'optimisation ou la suppléance des troubles de la fonction motrice. [Haute Autorité de Santé, 2012]

Le but de ces interventions est, à long terme, de permettre au patient de récupérer la meilleure indépendance (motrice) possible.

De nombreux facteurs entravent le bon fonctionnement du membre supérieur des patients hémiparétiques comme des séquences anormales d'activation musculaire, la présence de spasticité, la perte de force musculaire, de dextérité et de coordination ainsi que des problèmes de sélectivité de la commande motrice, les déséquilibres agonistes antagonistes, les cocontractions, syncinésies, dystonies, ...

La récupération motrice du membre supérieur suit un schéma évolutif bien établi depuis plusieurs décennies. Elle se déroule principalement lors des 3 premiers mois avant l'apparition d'un plateau autour du 6ème mois. Cependant, les patients les plus sévèrement atteints présentent une évolution différée de 3 mois [Duncan et al., 1992, 2000]. Par ailleurs, les récupérations tardives ou prolongées sont également possibles à condition d'un contexte stimulant la plasticité cérébrale. Des patients chroniques peuvent donc aussi récupérer significativement des capacités motrices s'ils pratiquent une rééducation intensive [Ward et al., 2019; McCabe et al., 2015].

Au cours des 3 dernières décennies, de nombreuses avancées scientifiques issues de la recherche sur l'animal et l'être humain via l'imagerie fonctionnelle cérébrale (IRMf) ont précisé les conditions permettant d'optimiser la plasticité cérébrale et la réorganisation des réseaux neuronaux consécutivement à une lésion cérébrale [Nudo et al., 1996; Nishibe et al., 2014; Carey et al., 2007; Takeuchi and Izumi, 2013]. Il est aujourd'hui bien démontré que la plasticité cérébrale est dépendante de l'activité et qu'elle ne peut être activement sollicitée qu'avec des programmes de rééducation répétitifs, intensifs et orientés sur une tâche finale [Bütefisch et al., 1995; Kwakkel et al., 1999, 2004; Feys et al., 2004; Buma et al., 2013]. Par ailleurs la prise en charge doit être effectuée au plus tôt, dans un contexte multidisciplinaire et coordonné au sein d'une unité spécialisée, et ce le plus longtemps possible [Winstein et al., 2016; Haute Autorité de Santé, 2012].

L'éducation thérapeutique du patient et de son entourage est aussi très importante pour optimiser et pérenniser les résultats de la rééducation. Elle permet de stimuler le patient de façon personnalisée et l'aide à acquérir des compétences de prévention et de rééducation motrice. La prévention (tertiaire) désigne l'ensemble des actes destinés à diminuer la prévalence des incapacités chroniques ou des récidives dans la population, donc à réduire les incapacités fonctionnelles dues à la maladie. La prévention agit en aval de la maladie afin de limiter ou d'en diminuer les conséquences et d'éviter les rechutes. À ce stade de prévention, les professionnels s'occupent de la rééducation de la personne et de sa réinsertion professionnelle et sociale.

Méthodes de rééducation

FIGURE 1.1 – Exemples de rééducation manuelle du membre supérieur

Plusieurs méthodes visant à rééduquer la fonction motrice du membre supérieur ont été développées. La plupart s'appuient sur des concepts tels que la neuroplasticité*, l'apprentissage (et réapprentissage) moteur, la dimension cognitive du mouvement, etc. Elles sont essentiellement issues de deux approches fondamentalement différentes : l'approche restauratrice qui consiste à stimuler cognitivement le patient au travers de la réalisation d'activités fonctionnelles, et l'approche compensatoire qui consiste à éduquer le patient et son entourage, lui proposer des aides externes ainsi que l'aider à aménager son environnement. Ces deux approches ne s'excluent pas l'une l'autre. Parmi les méthodes de rééducation manuelles (exemples visibles sur la figure 1.1), on retrouve [Haute Autorité de Santé, 2012] :

— La **rééducation manuelle individuelle** qui fait référence à l'application des techniques classiques de mobilisations passives et actives réalisées par un thérapeute en tête à tête avec le patient ;

— L'**activité physique** et les programmes d'exercices gymniques qui consistent en un entraînement organisé pour améliorer la condition physique, en particulier pour corriger ou prévenir le déconditionnement cardio-respiratoire et améliorer la force et l'endurance musculaires ;

— Le **renforcement musculaire** qui intègre l'ensemble des techniques mises en œuvre pour augmenter la force musculaire. L'objectif visé est l'amélioration de la trophicité* et de la performance musculaires, et non de la commande neuromotrice ;

— La **rééducation intensive** qui consiste à réaliser une activité ciblée de rééducation avec un nombre élevé de répétitions, ou dans des conditions qui en augmentent la charge en comparaison avec l'intensité habituellement proposée ;

— **Différentes approches neurophysiologiques** qui correspondent à des programmes de rééducation neurodéveloppementale, de neurofacilitation proprioceptive* et d'intégration sensorimotrices ayant pour objectif de restaurer la fonction motrice, notamment : le concept Bobath, la méthode Brunnström, la méthode Kabat et la méthode de Rood. Ces différentes méthodes s'appuient sur le principe d'inhibition (de la spasticité), de la facilitation (du contrôle volontaire) ainsi que la restauration des réactions posturales ;

— L'**apprentissage moteur** qui consiste à utiliser les mêmes voies d'apprentissage que celles utilisées habituellement pour des personnes saines. Le thérapeute évalue pour chaque tâche les difficultés d'exécution et entraîne le sujet à la tâche de manière spécifique ;

— La **rééducation par mouvements bilatéraux simultanés** qui a pour but de solliciter la motricité du membre hémiparétique avec le membre controlatéral sain par le biais de mouvements, symétriques ou non, réalisés bilatéralement ;
— L'**imagerie mentale motrice** qui consiste soit à évoquer et répéter mentalement une expérience motrice déjà vécue dans le passé, soit à évoquer l'image anticipatrice d'une action nouvelle, dans le but d'obtenir la réalisation ou la mémorisation d'un mouvement donné ;
— La **rééducation basée sur la thérapie miroir** qui consiste à installer un miroir vertical, séparant les deux membres supérieurs afin que le membre parétique soit caché par le reflet du bras valide. Le patient peut alors bouger son membre sain et l'illusion visuelle permet de faire travailler le membre parétique ;
— La **contrainte induite** (*constraint-induced movement therapy : CIMT*) qui consiste à limiter ou empêcher l'activité du membre supérieur sain afin de susciter l'activité du membre atteint par la répétition intensive de tâches spécifiques et/ou fonctionnelles.

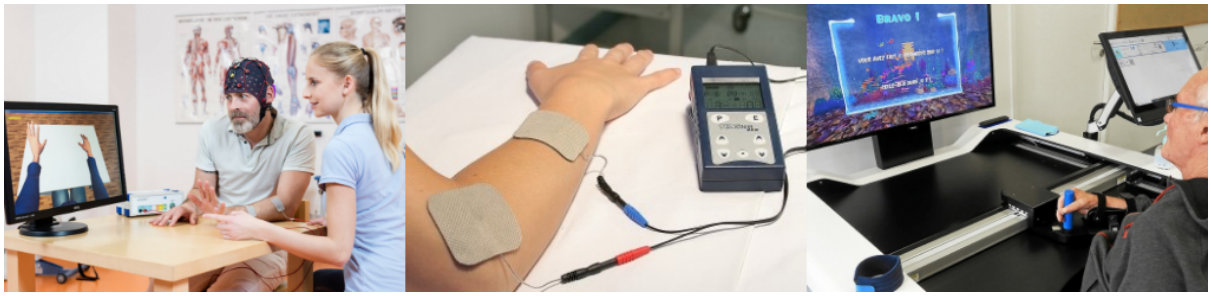


FIGURE 1.2 – Exemples de rééducation instrumentée du membre supérieur (*biofeedback*, stimulation électrique fonctionnelle, robotique)

Les 15 dernières années ont vu l'émergence d'approches rééducatives innovantes permettant d'intensifier la rééducation du membre supérieur dont quelques exemples sont visibles sur la figure 1.2. La majorité des nouvelles techniques font intervenir des dispositifs technologiques dans le but soit de stimuler directement certaines zones cérébrales corticales ou le système neuromusculaire « périphérique », soit de réaliser une interface entre le patient et des systèmes informatiques. Parmi ces méthodes de rééducation instrumentées, on retrouve :

— Le **biofeedback** ou « rétroaction biologique » utilise des appareils de contrôle (comme l'électrocardiogramme (ECG), l'électromyogramme (EMG) et l'électroencéphalogramme (EEG)) qui détectent et matérialisent (par des représentations visuelles ou sonores) un processus physiologique dans le but de rendre immédiatement disponible (temps réel), pour l'individu, une information sur son fonctionnement. Le sujet peut ainsi agir en conséquence directement sur l'objet de la mesure ;
— L'**électrothérapie** sous deux formes :
  — L'**électrostimulation** qui correspond à des stimulations électriques appliquées à des fins thérapeutiques sur les muscles (points moteurs, corps charnus ou tronc nerveux) au moyen d'électrodes, suivant une fréquence, une forme, une durée d'impulsion et une intensité déterminées ;
  — La **Stimulation Électrique Fonctionnelle (SEF)** est l'application continue d'un courant électrique sur la peau, au niveau d'un point précis en regard d'un nerf ou d'un muscle, pour obtenir une contraction ;

— La **rééducation assistée par robotique** qui consiste à réaliser des mouvements contraints par un système électromécanique, couplé ou non à un environnement graphique. En fonction de la sophistication du robot, le mouvement peut être libre, totalement guidé ou juste assisté ;

— La **réalité virtuelle** qui consiste en la création informatique d'un environnement simulé avec lequel le sujet peut interagir par différents moyens : toucher, vision, mouvements. Appliquée au domaine de la rééducation, l'interface de communication sollicite des actions motrices ciblées selon des objectifs personnalisés.

Il existe également la rééducation dite récréationnelle ou occupationnelle qui consiste à occuper le patient à travers des activités qui nécéssitent l'utilisation du membre parétique comme des jeux (de cartes, du bingo, du puissance 4, des puzzles, ...), du bricolage ou de la cuisine (même si ces dernières peuvent être assimilées à de la réadaptation). Elle permet de répondre en partie au problème de démotivation en visant le divertissement avant tout, mais le niveau d'intensité est particulièrement limité (voire absent). Ces méthodes récréationnelles deviennent aussi possibles en autonomie grâce à la commercialisation de jeux et d'interfaces de capture de mouvement comme la console Wii (©Nintendo), la caméra Kinect (©Microsoft) et Playstation Eye (©Sony). Ces dispositifs numériques ne sont pas considérés comme rééducatifs à proprement parler car ils ont été conçus pour divertir un publique de personnes saines et ne sont donc pas spécifiques aux problématiques des patients atteints d'AVC.

Le défi de la rééducation du membre supérieur a donné lieu à de nombreuses études cliniques dont la plupart ont démontré les bénéfices de ces nouveaux programmes, qu'ils soient utilisés seuls ou en addition des rééducations conventionnelles [Langhorne et al., 2009]. Indépendamment de la méthode employée, le type d'approche à suivre en fonction des différents cas d'AVC reste inconnu. S'il est admis que l'efficacité de la rééducation dépend fortement de la précocité de sa mise en œuvre, la manière de procéder ne fait absolument pas l'objet d'un consensus. Certains auteurs défendent une approche plutôt passive et de prévention, expliquant qu'il n'est pas souhaitable de demander trop d'efforts alors que le patient est encore très affaibli par l'AVC. Cependant, la tendance actuelle est plutôt d'encourager une rééducation active dès la phase initiale, car la réorganisation cérébrale survient très rapidement impliquant la nécessité de prévenir l'effet nocif de la non-utilisation. L'intensité de la rééducation quotidienne est également un facteur important de récupération, sans que soient déterminées pour autant les posologies journalières de rééducation efficace. Pollock et al. [2014] ont montré l'absence de preuve de haute qualité de la supériorité d'un type d'intervention quel qu'il soit. Il est recommandé de combiner les différentes approches et il est aussi important de noter que certaines méthodes sont déconseillées dans certaines situations, comme la rééducation par contrainte induite du membre supérieur à la phase aiguë, car elle peut avoir un effet délétère [Haute Autorité de Santé, 2012]. Enfin, ces méthodes sont dans l'absolu applicables à domicile, cependant, le coût des soins pratiqués par un thérapeute à domicile ou la nécessité d'être apte à la pratiquer en autonomie rendent la pratique difficile. De plus, si la télé-rééducation (supervision en temps réel à distance via une caméra) permet cette pratique, elle n'en résout pas moins les problématiques liées à la restriction budgétaire qui implique une diminution des temps de prise en charge pour la rééducation utilisant les moyens humains. Néanmoins, les nouvelles méthodes instrumentées permettent d'envisager leur mise en place dans le cadre de l'auto-rééducation à domicile.

Méthodes d'évaluations

Afin d'être apte à juger de l'évolution de la condition d'un patient, plusieurs tests et échelles ont été basés sur les observations visuelles des professionnels de santé. Ils sont dédiés soit aux membres dans leur entièreté, leur motricité ou leurs fonctions, soit sur une partie précise du membre. Ils peuvent aussi s'intéresser à la qualité de vie au quotidien.

Il existe de nombreuses échelles rencontrées dans la littérature, notamment : *Fugl-Meyer Assessment (FMA), Box and Block Test (BBT), Brunnstrom recovery stages (BRS), Motricity Index (MI), Action Research Arm Test (ARAT), Motor Assessment Scale (MAS), Chedoke-McMaster Stroke Assessment (CMSA), Stroke Rehabilitation Assessment of Movement (STREAM), Barthel Index (BI), Activities Index (AI), Wolf Motor Function Test (WMFT), Arm Motor Ability Test (AMAT), Stroke Impact Scale (SIS), Active Range Of Motion (AROM), 9-Hole Peg Test (9-HPT), Manual Function Test (MFT), Motricity Index (MI), Functional Independence Measure (FIM), ...*. Nous ne détaillerons par la suite que les plus rencontrées dans le cadre de la rééducation motrice instrumentée du membre supérieur. Nous décrirons donc la partie dédiée au membre supérieur du *Fugl-Meyer Assessment (FMA)*, le *Functional Independence Measure (FIM)* et le *Box and Block Test (BBT)*

Le test le plus utilisé pour mesurer les capacités motrices du membre supérieur est le **Fugl-Meyer Assessment Upper Extremity (FMA UE)**. On le retrouve dans une majorité d'études [Soares et al., 2014; Turolla et al., 2013; Sin and Lee, 2013; Jang et al., 2005; Piron et al., 2009; Kiper et al., 2011; Piron et al., 2007; Shin et al., 2014; Sucar et al., 2009]. C'est un système qui accumule des scores numériques évaluant exclusivement le membre parétique. Il permet de déterminer les capacités motrices du membre supérieur. Chaque élément rapporte : 0 point s'il ne peut être effectué, 1 point s'il peut être partiellement exécuté, 2 points si totalement effectué. Pour l'extrémité supérieure, le score maximum concernant la partie motrice est de 66.

Le second test le plus utilisé est le **Functional Independence Measure (FIM)** [Soares et al., 2014; Kiper et al., 2011; Yavuzer et al., 2008; Piron et al., 2007]. Il mesure le niveau d'invalidité d'un patient dans le but d'indiquer à quel point une assistance est requise pour les activités de la vie quotidienne. Il est composé de 18 items dont 13 tâches motrices et 5 tâches cognitives. Les tâches sont notées sur une échelle ordinale allant de 1 à 7 de l'assistance totale à l'indépendance complète. Le score total oscille donc entre 18 et 126.

Enfin, le **Box and Block Test (BBT)** mesure la dextérité manuelle grossière. C'est un test rapide, simple et abordable. Il est composé d'une boîte en bois divisée en deux compartiments de taille égale par une cloison et comportant 150 blocs. L'administration du BBT consiste à demander au patient de bouger, un par un, un nombre maximum de blocs d'un compartiment de la boîte à l'autre pendant 60 secondes. Afin de pratiquer et d'enregistrer des scores de références dans le cadre du bimanuel, le test débute par le membre supérieur non-affecté. De plus, une période d'essai de 15 secondes est permise au début de chaque côté. Avant l'essai, après que les instructions standardisées ont été données aux patients, ils doivent être avisés que le bout de leurs doigts doit traverser la cloison lors du transfert des blocs et qu'ils n'ont pas besoin de ramasser les blocs qui pourraient tomber en dehors de la boîte. Le score correspond au nombre de cube transférés à la fin du temps imparti.

Ces méthodes permettent d'évaluer les capacités motrices des patients. Ainsi les thérapeutes et chercheurs peuvent quantifier le changement de ces capacités dans le temps et déduire l'efficacité thérapeutique des méthodes présentées précédemment. Cependant, l'ensemble de ces méthodes d'évaluation se basent sur des observations visuelles et subjectives des professionnels de santé. Des recherches sont actuellement menées pour objectiver le mouvement à l'aide d'outils de mesure afin de détecter des variations, même faibles, dans les capacités motrices des patients [Schwarz et al., 2019; Hussain et al., 2019; Bonnechère et al., 2018; Bobin, 2018; Kim et al., 2016]. Ces méthodes pourront probablement permettre d'améliorer la prédiction de la récupération motrice ainsi que la personnalisation plus poussée des traitements. De plus, toujours en prenant en compte la rationalisation des coûts, il pourrait être envisager de remplacer les tests existants et de les automatiser afin de libérer du temps pour les thérapeutes. Cependant, ces aspects ne seront pas traités dans nos travaux.

1.3.2 Bilan

La rééducation qui a pour objectif de permettre aux patients de récupérer leurs capacités est un processus lent, long et répétitif. Pollock et al. [2014] ont montré l'absence de preuve de haute qualité de la supériorité d'un type d'intervention quel qu'il soit. Il est donc aujourd'hui recommandé de combiner les différentes approches conventionnelles et instrumentées [Haute Autorité de Santé, 2012].

Même si la récupération motrice et fonctionnelle se déroule principalement lors des 3 premiers mois avant l'apparition d'un plateau autour du 6ème mois, De Wit et al. [2016] montre qu'il est important de continuer sa rééducation en phase chronique car à 5 ans après l'AVC, le niveau de qualité de vie des patients reste significativement en dessous de celui des personnes saines. De plus, Rand [2016] montre que la récupération motrice du membre supérieur est aussi possible à la phase chronique et que la rééducation doit donc être encouragée. Il est donc aujourd'hui primordial de permettre aux patients de pratiquer la rééducation tout au long de la vie, et l'auto-rééducation à domicile est une des solutions. De plus, le système de santé actuel basé sur l'hospitalisation conventionnelle est en train d'évoluer vers la promotion d'une prise en charge plus ambulatoire (hospitalisation de jour, à domicile) et vers une rationalisation des coûts. Le contexte de restriction budgétaire implique une diminution des temps de prise en charge pour la rééducation utilisant les moyens humains (kinésithérapeutes, ergothérapeutes principalement pour la rééducation de la fonction motrice).

Bien que les nouvelles méthodes instrumentées permettent d'envisager leur mise en place dans le cadre de l'auto-rééducation à domicile, un des problèmes majeur de l'auto-rééducation motrice post-AVC est la faible participation et observance des patients [Sabaté, 2003; Lenze et al., 2004]. Peu de patients se lancent dans l'auto-rééducation, que ce soit en complément de leur thérapie conventionnelle ou une fois leur retour à domicile [Rimmer et al., 2008; Scorrano et al., 2018]. Les diverses causes de ce phénomène sont liées à l'adhésion thérapeutique et font l'objet de la section suivante. Dans celle-ci, nous présenterons une définition de l'adhésion. Puis nous présenterons un modèle contenant les multiples facteurs qui impactent l'adhésion. Nous nous intéresserons alors plus particulièrement à la motivation comme facteur d'adhésion. Enfin, nous discuterons des méthodes de mesure de l'adhésion et de la motivation.

1.4 Adhésion thérapeutique

1.4.1 Définitions

Il nous faut tout d'abord distinguer observance (*compliance*) et adhésion (*adherence*) thérapeutiques.

L'**observance** est définie par Haynes [1979] comme « le degré de respect ou d'écart entre les prescriptions et les pratiques du patient en terme de santé ». Pour Morris and Schulz [1992], l'observance thérapeutique est le degré avec lequel le patient suit les prescriptions médicales concernant le régime prescrit, l'exercice ou la prise de médicaments. Comme le dit bien Lamouroux et al. [2005] : « L'observance est donc un comportement, c'est-à-dire l'acte de suivre le traitement prescrit. Il s'agit de la partie visible, objectivable et mesurable de cette pratique de soin. ». L'observance correspond donc uniquement à l'adéquation entre le protocole thérapeutique et le comportement du patient. Par exemple, dans le cas d'un traitement médicamenteux, si une personne doit prendre 4 médicaments par jour pendant 7 jours et qu'il n'en prend que 2 par jour pendant 5 jours, son observance sera de 36% ($10/28 = 36\%$). Dans le cas de la rééducation après AVC, si un patient doit pratiquer 30 minutes d'exercice par jour pendant 7 jours et qu'il ne pratique que 15 minutes par jour pendant 3 jours, son observance sera alors de 21% ($45/210 = 21\%$).

Contrairement à l'observance seule, l'**adhésion** thérapeutique est définie par l'OMS comme le degré de correspondance entre le comportement d'une personne - prendre ses médicaments, suivre un régime et/ou changer son style de vie, et les recommandations des professionnels de santé [Sabaté, 2003]. Elle donne de l'importance à l'approbation réfléchie du patient à suivre à prendre en charge sa maladie. Elle souligne aussi la collaboration entre médecin et malade dans l'élaboration d'une proposition thérapeutique qui prend en compte les préoccupations de chacun. L'acceptation du patient au projet thérapeutique est liée à sa motivation à suivre les recommandations médicales.

L'adhésion thérapeutique correspond donc à l'observance et l'acceptation d'un protocole thérapeutique.

Le manque d'adhésion thérapeutique est un problème majeur [Sabaté, 2003] qui est la cause de moins bons résultats ainsi que des désistements. Cet effet est encore plus flagrant dans le cadre des patients chroniques, chez qui le déconditionnement amène à un cercle vicieux de compensation et d'inactivité qui renforce la perte d'autonomie et d'indépendance. Il est aussi démontré depuis longtemps qu'une meilleure adhésion amène à une meilleure récupération [Duncan et al., 2002].

Dans les pays développés, l'adhésion aux thérapies à long terme est d'environ 50% pour l'ensemble de la population et est moindre dans les pays en voie de développement [Sabaté, 2003]. En 2005, il était estimé que 80% des patients atteints de pathologie chronique ne suivaient pas suffisamment leur protocole thérapeutique pour obtenir des bénéfices optimaux [Lamouroux et al., 2005]. Comme le montre [Yao et al., 2017] avec leur étude sur l'adhésion thérapeutique des patients chroniques après AVC, dès qu'ils retournent à leur domicile, les patients perdent progressivement leur adhésion thérapeutique jusqu'à un niveau faible (<50%) qui va se stabiliser [3]. Le manque d'adhésion thérapeutique creuse

3. Pour mesurer l'adhésion, l'étude utilise un auto-questionnaire d'adhésion à l'exercice. Nous verrons par la suite qu'il n'existe pas de mesure standard mais que diverses stratégies existent dans la littérature

aussi l'écart de richesse, car comme le dit Sabaté [2003], être en bonne santé requiert de l'argent pour la nourriture, l'hygiène et les soins médicaux, mais pour gagner de l'argent, il faut d'abord être en bonne santé. Le manque d'adhésion thérapeutique est aussi la raison primaire derrière les bénéfices suboptimaux des thérapies [Rybacki, 2002; Dunbar-Jacob et al., 2000]. Cela entraine des complications, réduit la qualité de vie des patients et gaspille les ressources investies dans la thérapie. Dans l'ensemble, ces conséquences directes empêchent les systèmes de santé dans le monde d'atteindre les objectifs de santé de la population [Sabaté, 2003].

Le manque d'adhésion thérapeutique est observé dans toutes les situations où il est question de s'auto-administrer un traitement, indépendamment du type de maladie, de sa sévérité et de l'accès aux ressources de soin. Il est aujourd'hui plus que nécessaire de résoudre ce problème d'adhésion en ciblant les différents facteurs qui peuvent l'impacter. Les organismes de santé tels que Cochrane et OMS estiment que trouver une solution à ce problème d'adhésion serait plus bénéfique que toute autre découverte biomédicale [Haynes et al., 2002; Sabaté, 2003].

1.4.2 Facteurs d'adhésion

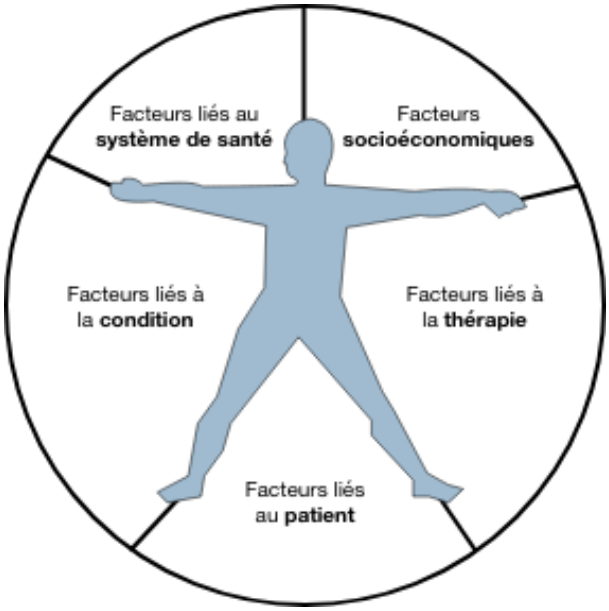


FIGURE 1.3 – Les cinq dimensions de l'adhésion thérapeutique selon l'OMS extrait et traduit de [Sabaté, 2003]

L'adhésion thérapeutique est un comportement humain complexe dont le patient, son entourage et les professionnels partagent la responsabilité. Elle est influencée par de nombreuses variables que l'OMS a catégorisé en cinq dimensions de facteurs (fig. 1.3) [Sabaté, 2003] :

— **Socioéconomiques** : niveau de richesse, niveau d'éducation, emploi/chômage, support social, stabilité des conditions de vie, distance au centre de soin, coût des

scientifique.

transports, coût de la médication, changements dans la situation environnementale, croyances et biais culturels à propos des maladies et des traitements, situation familiale, ...

— **Système de santé** : relativement peu de recherches ont étudié l'effet du système de santé sur les facteurs d'adhésion. Cependant, une bonne relation patient-thérapeute peut améliorer l'adhésion. Tandis que d'autres facteurs vont avoir des effets négatifs comme des services peu développés, inadéquats ou inexistants, des problèmes de remboursement par les assurances, le manque d'information et d'entraînement des thérapeutes sur la gestion des maladies chroniques, le manque de réceptivité et de retour d'information sur les performances, une faible éducation thérapeutique des patients, le manque de suivi, ...

— **Thérapie** : complexité du traitement, durée du traitement, bénéfices immédiats, effets secondaires, précédents échecs du traitement, ...

— **Condition** : sévérité des symptômes, niveau de handicap (moteur, mental et moral), taux de récupération et de progression, disponibilité de traitements efficaces. Les comorbidités, comme la dépression, la consommation de drogues et d'alcool sont aussi des facteurs importants qui impactent l'adhésion.

— **Patient** : ressources, connaissances, attitudes, perceptions, attentes, croyances, confiance en soi, sentiment d'efficacité personnelle, le manque de motivation, ...

Au delà des dimensions catégorisées par l'OMS, il existe de nombreuses théories sur le changement de comportement dans le cadre des traitements à long-terme présentées par Munro et al. [2007] dans sa revue, telles que l'apprentissage comportemental, le modèle des croyances en santé, la motivation protectrice, la théorie sociocognitive ou celle de l'action raisonnée. Cependant, il est conclu qu'il n'existe aucune solution simple au problème d'adhésion et donc qu'aucune théorie ne répond complètement au problème.

On peut voir dans le tableau 1.2 diverses raisons identifiées par Rimmer et al. [2008] et Jurkiewicz et al. [2011] pour lesquelles les patients post-AVC n'adhèrent pas à leur thérapie ou l'activité physique en général. On retrouve plusieurs éléments en commun tels que le manque d'énergie à cause d'une forte fatigue, le manque de motivation, le manque d'intérêt des exercices proposés ainsi que les problèmes liés aux comorbidités et le manque de temps. De plus, Nicholson et al. [2013] met en avant dans son étude l'impact des facteurs environnementaux, les problèmes de santé ainsi que le manque de motivation. Ces facteurs d'adhésion à l'activité physique sont semblables aux résultats obtenus auprès d'autres groupes de patients. Le manque de motivation est un frein fréquemment signalé par les patients hospitalisés souffrant de lésions de la moelle épinière ainsi que par les participants à une rééducation cardiaque. De même, des facteurs environnementaux ont été indiqués comme un frein à la participation des personnes handicapées.

Freins	% Rimmer et al. (83 patients)	% Jurkiewicz et al. (14 patients)
Coût du programme	61	
Manque de moyen de transport	57	
Pas au courant de la présence d'un centre sportif proche	57	
Pense que les entraîneurs ne sont pas capables de les aider	36	
Pas confortable à l'idée de s'entraîner dans un centre sportif	26	
Obligations familiales		29
Ne sait pas comment s'exercer	46	
Ne sait pas où s'exercer	44	
Manque d'énergie / Trop fatigué	39	54
Manque de motivation	37	57
Pense que l'exercice n'améliore pas la condition	36	
Trop paresseux pour s'exercer	33	
Des problèmes de santé m'empêchent de m'exercer	28	57
Il est trop difficile de s'exercer	20	4
Dépression		29
S'exercer est trop ennuyant (monotone)	18	
Manque d'intérêt / Pas amusant	16	25
Manque de temps	11	36
M'exercer va faire empirer ma condition	1	

Table 1.2 – Freins à l'adhésion reportées par les patients post-AVC dans les études de Rimmer et al. [2008] et Jurkiewicz et al. [2011]

Ces freins sont également et différemment perçues par les thérapeutes, qui ont ainsi exprimé dans l'étude de Scorrano et al. [2018] que les patients sont dépressifs/stressés et ne veulent pas s'exercer. Ils dorment mal et sont alors plus irritables et moins coopératifs. Ils sont fatigués, peuvent être têtus et refusent de s'exercer ou sont forcés par les thérapeutes. Les patients ont aussi peur de tomber, ont des nausées, faiblesses ou douleurs. Les thérapeutes ont, quant à eux, beaucoup de tâches à faire (notamment à cause des contraintes financières) et ne peuvent pas toujours aider les patients à s'exercer. Ils ont aussi du stress et de la pression qui rendent difficile la prise en charge des patients. Parfois, les conflits entre thérapeutes et famille sont démotivants. Nous retrouvons donc comme précédemment les notions de fatigue, de manque d'intérêt, de comorbidités ainsi que le manque de confiance en soi et le manque de connaissance sur comment s'exercer.

Enfin, nous pouvons citer Shaughnessy et al. [2006] qui a construit un modèle pour tenter de comprendre l'influence de certains facteurs sur l'adhésion (figure 1.4). Selon ce modèle, l'auto-efficacité [4] et les bénéfices attendus de l'exercice ainsi que la recommandations des thérapeutes à s'exercer et l'historique d'activité physique permet d'expliquer 33% de la variance dans le comportement des patients sur l'activité physique. L'auto-efficacité aurait plus d'impact que les bénéfices attendus, et serait elle-même impactée par la fatigue, les recommandations des thérapeutes et l'âge.

Un dernier aspect essentiel qui est souvent mis en avant est le manque de motivation [Scorrano et al., 2018; Winstein et al., 2016], notamment dans le cadre du modèle d'information - motivation - compétences comportementales (*information–motivation–behavioural skills model (IMB model)*) [Sabaté, 2003]. Maclean [2000] met en avant le lien intime

4. Le sentiment d'auto-efficacité constitue la croyance qu'a un individu en sa capacité de réaliser une tâche [Bandura, 2010]

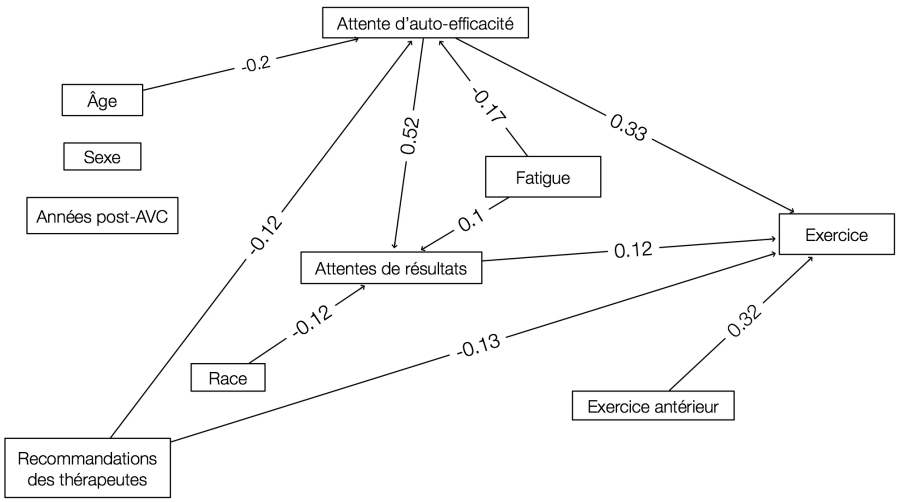


FIGURE 1.4 – Modèle d'influence des facteurs à l'adhésion extrait et traduit de Shaughnessy et al. [2006]

entre la motivation et l'amélioration de la récupération motrice à travers la rééducation. La motivation est un concept fréquemment utilisé et considéré comme un déterminant important des résultats de la rééducation, bien qu'il soit mal compris. La motivation est habituellement attribuée aux patients en fonction de leur comportement et du fait qu'ils sont proactifs ou passifs (la proactivité est associée à la motivation et la passivité à un manque de motivation) [Maclean, 2000].

Nous proposons de synthétiser toutes les notions mentionnées précédemment dans un schéma, afin de représenter les dimensions des nombreux facteurs pour l'adhésion thérapeutique (fig 1.5). Cette représentation est essentiellement basée sur celle de l'OMS. Nous souhaitons mettre au premier plan l'acteur principal de la thérapie qu'est le patient, et le rôle capital de son thérapeute (ou équipe de professionnels de santé) dans le processus d'adhésion. Cette représentation inclut donc également des éléments des diverses théories du changement ainsi que les freins à l'adhésion thérapeutique regroupées du point de vue des patients [Jurkiewicz et al., 2011; Rimmer et al., 2008; Maclean, 2000] ou du point de vue des professionnels de santé [Scorrano et al., 2018].

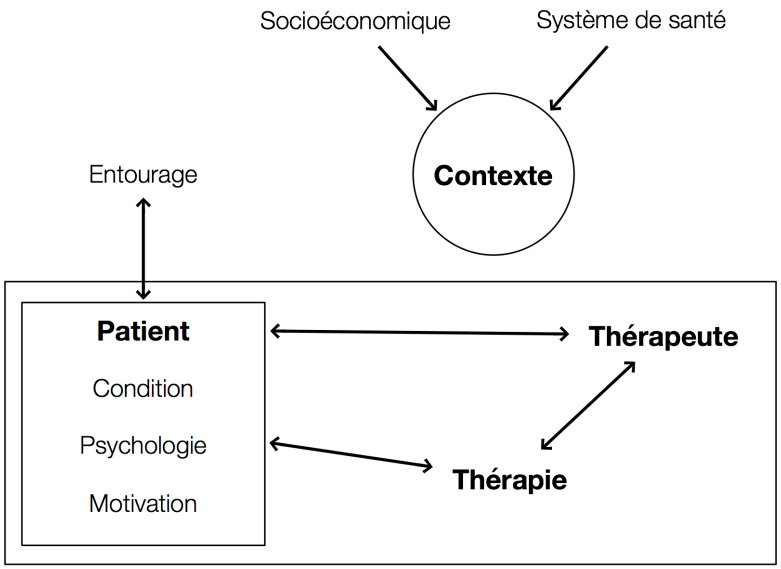


FIGURE 1.5 – Dimensions des facteurs pour l'adhésion thérapeutique

De notre point de vue, les dimensions des facteurs pour l'adhésion thérapeutique sont donc :

- **Patient**
  - **Condition** sévérité des symptômes, niveau de handicap (moteur, cognitif et moral), taux de récupération et de progression, comorbidités, douleurs, fatigue, etc.
  - **Psychologie** ressources, connaissances, attitudes, perceptions, attentes, croyances, frustration, confiance en soi, sentiment d'efficacité personnelle, dépression, besoin d'attention, peur de tomber, le manque de motivation, etc.
- ***Relation Patient-Thérapie*** efficacité du traitement, précédents échecs du traitement, patient dépendant du thérapeute, etc.
- **Thérapie** complexité du traitement, durée du traitement, bénéfices immédiats, effets secondaires, etc.
- ***Relation Patient-Thérapeute*** qualité de la relation, régularité des rendez-vous, temps de communication, etc.
- **Thérapeute** manque d'information et d'entraînement sur la gestion des maladies chroniques, manque de réceptivité et de retour d'information sur les performance du patient, faible mise en place d'éducation thérapeutique du patient, manque de suivi, considération uniquement médicale et délaissant le social, trop de tâches, stress, conflits avec la famille du patient, etc.
- **Contexte**
  - **Personnel (patient)** niveau de richesse, niveau d'éducation, emploi/chômage, stabilité des conditions de vie, distance au centre de soin, changements dans la situation environnementale, situation familiale, visiteurs inattendus, etc.
  - **Sociétal**
    - **Socioéconomique** coût de la vie, coût des transports, coût de la médication, croyances et biais culturels à propos des maladies et des traitements, support social, etc.

— **Système de santé** services peu développés, inadéquates ou inexistants, problèmes de remboursement par les assurances, faible salaire des professionnels de santé, problématique de réduction des coûts, baisse du temps disponible pour les patients, etc.

Tous les facteurs de ces dimensions peuvent affecter positivement ou négativement l'adhésion thérapeutique. La plupart sont représentés comme des freins, c'est-à-dire comme ayant un impact négatif sur l'adhésion thérapeutique, car ils sont extraits de la littérature qui présente les freins à l'adhésion, comme le facteur de manque de suivi par un thérapeute. Cependant, on peut inverser leur représentation pour retrouver l'aspect positif (en reprenant l'exemple précédent : suivi fort par un thérapeute). Nous avons conserver la manière de représenter les dimensions dans la littérature plutôt que de donner une représentation neutre, ce qui permet d'identifier l'impact général des facteurs.

1.4.3 Motivation

La motivation est un facteur d'adhésion qui se retrouve dans de multiples théories et son manque constitue un frein fondamental.

Pour rappel, un AVC induit souvent un état psychologique « négatif », car l'individu perd des capacités acquises depuis longtemps et par conséquent une grande partie de son autonomie (décision) mais surtout de son indépendance (exécution).

Les méthodes proposées en rééducation motrice conventionnelle sont souvent perçues comme infantilisantes car fréquemment basées sur l'utilisation de jeux en bois avec des instructions simples de manipulation.

Comme le service recherche de la clinique Les Trois Soleils l'explique, la rééducation est d'intensité variable avec une décomposition des mouvements qui constitue un geste. Le travail commence par la répétition de mouvements analytiques ne faisant intervenir qu'une à deux articulations pour aller vers des mouvements fonctionnels. Les patients n'ont pas la capacité de réaliser une tâche motrice complexe associée à une tâche cognitive. Selon les objectifs de prise en charge, le travail sera plutôt accès sur des tâches motrices puis fonctionnelles ou des tâches cognitives. La notion de cognition dépend de la tâche fonctionnelle demandée. Par exemple, lors de l'utilisation d'atelier plus fonctionnel comme la menuiserie, la charge cognitive sera bien plus grande que juste la réalisation gestuelle. Mais pour pouvoir mettre en œuvre de tels ateliers, il faut déjà que les prérequis moteurs soient atteints.

Le processus de rééducation conventionnelle entraîne alors des désistements [Soares et al., 2014; Sin and Lee, 2013]. Les méthodes conventionnelles peuvent aussi intensifier ou induire des dépressions liées au fait que le patient est soumis à sa propre image diminuée de capacités considérées comme basiques. Il est aussi rare que des patients s'engagent dans un processus d'auto-rééducation à domicile en complément de leurs soins. Même si elle ne peut être que bénéfique du point de vue de la récupération motrice, elle reste peu motivante car les tâches consistent souvent à uniquement répéter certains mouvements avec son membre parétique ainsi que de noter systématiquement l'ensemble de la pratique dans un carnet. Il est aussi difficile d'ancrer des routines (notamment lorsqu'elles nécessitent un effort) dans le cadre de la vie quotidienne remplie d'obligations et de changements. De plus, il est courant de constater une sous-utilisation du membre parétique

et une compensation « abusive » avec le membre intact impliquant la perte progressive des zones corticales à même de stimuler les parties motrices du membre atteint [Crosbie et al., 2008]. Le patient réalise naturellement des tâches de la vie quotidienne en adaptant son comportement à son déficit. Du point de vue de la récupération motrice, le patient devrait continuellement tenter d'utiliser son bras parétique pour favoriser sa récupération. Cependant, c'est en contradiction avec son objectif à court terme qui est de réussir la tâche. De plus, utiliser son membre parétique lui rappelle ses incapacités et constitue un facteur psychologique qui peut faire diminuer sa motivation.

La motivation est définie comme « ce qui explique le déclenchement, l'intensité, la direction et la persistance d'un comportement » [Fenouillet, 2016]. C'est un sujet très largement discuté dans la sphère scientifique et il existe actuellement de nombreuses théories tentant de la définir. Parmi les plus utilisées, notamment dans le domaine de la rééducation motrice post-AVC , il y a celle de Ryan and Deci [2000] sur la motivation intrinsèque et extrinsèque ainsi que la théorie du *flow* de Csikszentmihalyi and Rathunde [1993].

Selon Ryan and Deci [2000], il existe deux catégories motivationnelles fondamentales : l'intrinsèque et l'extrinsèque (Figure 1.6). La première désigne une motivation inhérente à l'activité elle-même tandis que la seconde désigne une motivation dans laquelle l'activité est nécessaire pour atteindre l'objet du désir. Telle que présentée, la motivation extrinsèque reste l'élément sur lequel il est plus le facile d'agir directement, même si elle est moins efficace dans l'absolu.

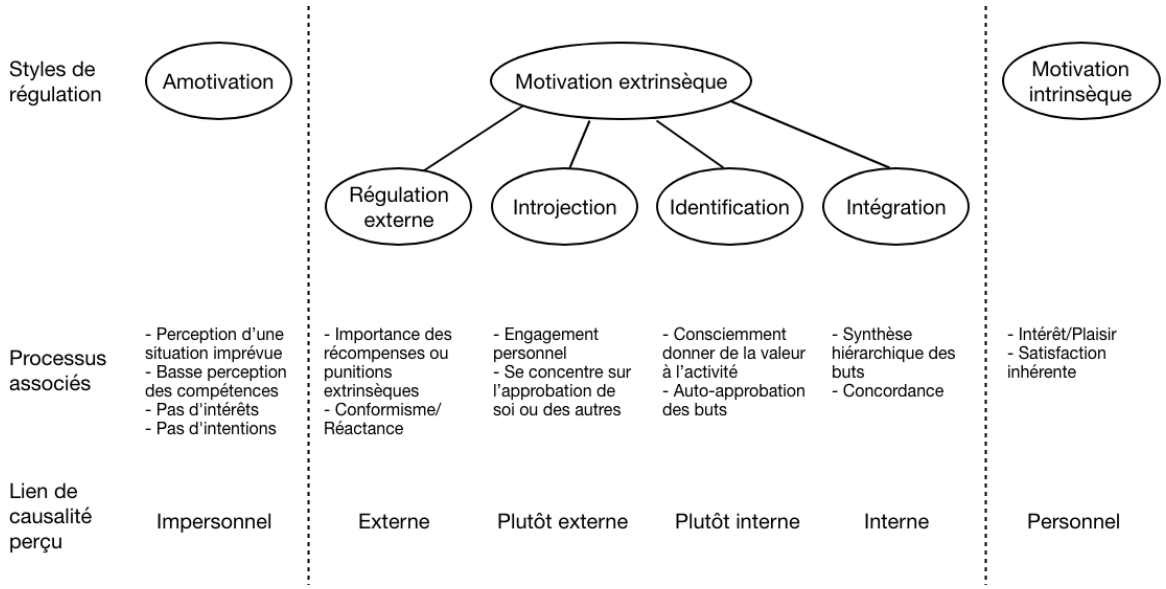


FIGURE 1.6 – Taxonomie de la motivation humaine extrait et traduit de Ryan and Deci [2000]

La théorie du *flow* de Csikszentmihalyi and Rathunde [1993] indique que la motivation (l'atteinte de l'état de *flow*) vient d'un équilibre entre difficulté de l'activité et capacité de l'utilisateur (Figure 1.7). Si l'activité est trop difficile, c'est l'état de frustration ou d'anxiété, si elle est trop facile, c'est l'ennui. **Selon cette théorie, c'est dans l'adaptation de la difficulté qu'il est possible d'affecter la motivation.**

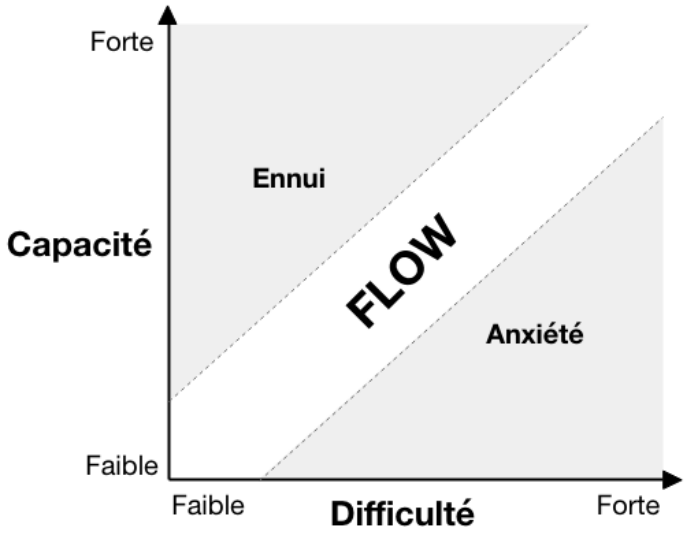


FIGURE 1.7 – Diagramme de la théorie du *flow* extrait et traduit de [Csikszentmihalyi and Rathunde, 1993]

Bien que nos recherches aient été plus larges, incluant d'autres modèles de motivation (comme la théorie intégrative), nous nous concentrerons dans nos travaux uniquement sur les deux précédentes théories présentées. En effet, celles-ci sont présentes dans la majorité des travaux qui traitent de rééducation motrice instrumentée post-AVC.

1.4.4 Mesure

Il est nécessaire d'avoir une mesure de l'adhésion thérapeutique pour améliorer l'efficacité des traitements. Cette mesure permettrait aussi de quantifier l'impact des solutions proposées pour améliorer la participation des patients et le suivi des recommandations. Aujourd'hui, il n'existe pas de mesure standard pour mesurer l'adhésion thérapeutique et diverses stratégies existent dans la littérature [Farmer, 1999].

Il est possible de mesurer directement ou indirectement l'observance d'un patient. Les méthodes directes se basent sur des critères médicaux tels que les marqueurs spécifiques pour chaque traitement et le dosage des médicaments. Les méthodes indirectes correspondent plus à un recueil des déclarations des patients au moyen de questionnaires (en auto-évaluation ou hétéro-évaluation) ou d'entretiens semi-directifs. Il existe également dans les méthodes indirectes, la mesure de la qualité de vie, l'évaluation des symptômes, les techniques de comptage (piluliers, boîtiers équipés d'appareils électroniques de comptage). Chacune de ces méthodes permet d'évaluer dans des conditions plus ou moins bonnes l'observance des patients. Aujourd'hui, les méthodes directes sont souvent accompagnées de méthodes indirectes, notamment pour contrecarrer les différences métaboliques individuelles et pour rendre compte de ce que pense le sujet ou l'équipe soignante à propos de l'observance.

Cependant, il n'existe que des méthodes indirectes pour évaluer l'acceptation du patient qui correspond à la facette psychologique de l'individu (facteurs psychosociaux). En effet, comme le dit Lamouroux : « Il s'agit de la dimension attitudinale de l'observance.

[...] C'est le caractère le moins mesurable de l'observance thérapeutique. » [Lamouroux et al., 2005]. Comme le présente Sabaté [2003], l'une des méthodes de mesure consiste à demander aux soignants et aux patients leur évaluation subjective de l'adhésion. Cependant, cette méthode possède des biais. Les patients qui révèlent qu'ils n'ont pas suivi les conseils du traitement ont tendance à décrire leur comportement avec précision, tandis que les patients qui nient ne pas avoir suivi les recommandations signalent leur comportement de façon inexacte. D'autres moyens indirects de mesurer l'adhésion comprennent des questionnaires normalisés administrés aux patients. Cependant, les questionnaires qui évaluent des comportements spécifiques liés à des recommandations médicales spécifiques peuvent être de meilleurs indicateurs du comportement d'adhésion. Bien que les stratégies directes puissent au départ apparaître comme une amélioration par rapport aux approches indirectes, elles présentent toutes des lacunes dans l'évaluation des comportements d'adhésion. Les unités posologiques restantes peuvent être comptées lors des visites en clinique ; toutefois, les inexactitudes sont courantes et cela entraîne généralement une surestimation du comportement d'adhésion, et des renseignements importants ne sont pas saisis en utilisant cette stratégie.

Yao et al. [2017] utilisent le questionnaire d'adhésion à l'exercice (*Questionnaire of Exercise Adherence (EAQ)*). Il comprend 14 *items* selon trois dimensions : adhésion à l'exercice de rééducation (huit *items*), supervision efficace (trois *items*) et recherche de conseils (trois *items*). Chaque élément a un score de un à quatre : le score de un (« jamais ») indique que le patient n'a pas été en mesure de compléter la conduite correspondante ; deux (« parfois ») indiquent que le patient a complété la guidance dans 50% des situations ; trois (« souvent ») signifie entre 50% et 100% ; et quatre (« toujours ») signifie être toujours capable de compléter la conduite ou l'entraînement exigé. Dans l'étude, les scores d'observance ont été enregistrés par des enquêteurs formés par le biais d'entretiens téléphoniques ou en face à face.

La qualité de ces mesures est aujourd'hui très faible surtout compte tenu de l'enjeu que représente l'adhésion thérapeutique. Il est nécessaire de trouver de meilleures solutions pour mesurer l'adhésion dans son entièreté. Cet aspect ne sera pas étudié dans cette thèse, mais fait partie des champs de recherche qui permettraient d'améliorer la poursuite des travaux.

Concernant la motivation (plus particulièrement intrinsèque), il existe une méthode subjective qui se base sur le questionnaire *Intrinsic Motivation Inventory (IMI)* [Deci et al., 1994]. C'est une méthode de mesure multidimensionnelle conçue pour évaluer l'expérience subjective des participants dans le cadre d'une activité. Il s'agit d'un questionnaire comportant 6 sous-parties évaluant par rapport à l'activité : l'intérêt et le plaisir du sujet (*interest/enjoyment*), la compétence perçue (*perceived competence*), l'effort et l'importance accordée (*effort/importance*), la valeur et l'utilité (*value/usefulness*), la pression et la tension ressenties (*pressure/tension*), et le choix perçu dans l'exécution (*perceived choice*) [5]. La sous-échelle « intérêt et plaisir » est considérée comme une mesure d'auto-évaluation de la motivation intrinsèque. Les autres sont considérés comme uniquement prédicteurs positifs ou négatifs de la motivation intrinsèque. L'inclusion ou l'exclusion de sous-échelles spécifiques semble n'avoir aucun impact sur les résultats des autres sous-échelles. La redondance et le chevauchement considérable des éléments d'une même sous-échelle permet à la randomisation de leur présentation de ne pas impacter les résultats (en

5. Une 7e sous-catégorie est apparu (*relatedness*) mais ne semble pas avoir été encore validée.

d'autres termes, les questions peuvent être posées dans n'importe quel ordre sans impacter les résultats). La version complète (incluant la nouvelle catégorie) du questionnaire comprend 45 items et 7 sous-échelles.

L'IMI est utilisé dans plusieurs études comme celle de Mihelj et al. [2012] et de Colombo et al. [2007]. De la même manière que pour la mesure de l'adhésion, la subjectivité des résultats constitue une lacune dans l'évaluation. De plus, comme précisé par Ryan and Deci [2000], il faut faire preuve de prudence dans l'interprétation. Comme pour les autres auto-évaluations, il est toujours nécessaire de prendre en compte les facteurs psychologiques des participants.

Il n'existe à notre connaissance aucune mesure objective de la motivation. Le seul moyen est d'en mesurer sa manifestation à travers le comportement. Toutefois, cela revient alors à mesurer l'observance, qui comprend bien d'autres facteurs que la motivation.

1.4.5 Bilan

Il existe de très nombreux facteurs pouvant impacter positivement comme négativement l'adhésion des patients à un protocole thérapeutique. Nous les avons présentés dans cette section selon les 5 dimensions de l'adhésion thérapeutique de l'OMS. Si certains travaux tentent d'identifier les facteurs d'adhésion thérapeutique ainsi que de les hiérarchiser selon leur niveau d'impact, il est aujourd'hui impossible de conclure sur l'influence des facteurs. Celle-ci est probablement très dépendante des individus et il est donc nécessaire d'adresser le plus de facteurs possibles afin de favoriser l'adhésion du plus grand nombre. Cependant, nous nous concentrerons en particulier sur la motivation car nous pensons que c'est un facteur fondamental, notamment dans le cadre de l'auto-rééducation à domicile. De nos jours, la méthode la plus utilisée dans le cadre de l'auto-rééducation post-AVC est l'utilisation d'un guide d'exercice qui permet au patient de suivre la prescription thérapeutique ainsi que de noter ses séances d'exercices pour permettre au thérapeute de suivre l'observance et la progression du patient. Cependant, Winstein et al. [2016] met en avant qu'un guide d'exercice post-AVC ne démontre pas de changement notable dans la pratique d'une activité physique. Les approches passives seules, telles les conseils des professionnels de santé et les documents, ne sont pas suffisantes pour promouvoir l'activité physique après un AVC.

Plusieurs solutions tentent aujourd'hui de remédier au problème d'adhésion thérapeutique dans le cadre de la rééducation et de l'auto-rééducation motrice post-AVC. On peut voir par exemple que l'Éducation Thérapeutique du Patient (ETP) s'adresse à la partie rationnelle du patient afin de lui faire comprendre l'origine et l'intérêt de son protocole thérapeutique. De nouvelles approches basées sur le numérique telles que le jeu thérapeutique et le *coaching* virtuel cherchent à améliorer la motivation des patients pour favoriser l'adhésion. Pour que ces méthodes soient possibles, il est nécessaire d'utiliser des interfaces particulières, notamment des outils robotiques ainsi que des interfaces de réalité virtuelle ou augmentée (manettes avec suivi de mouvement dans l'espace, caméra de suivi du corps, des mains, casques immersifs, ...).

Compte tenu des contraintes liées à l'auto-rééducation motrice post-AVC à domicile (coût, autonomie d'utilisation, ...), nous pensons que la réalité virtuelle peut constituer une véritable solution car il existe aujourd'hui des interfaces peu coûteuse permettant son

déploiement à domicile. De plus, il est possible d'adapter la difficulté grâce à celle-ci afin d'améliorer la motivation des patients selon la théorie du *flow* de Csikszentmihalyi and Rathunde [1993].

1.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons introduit les notions d'AVC, de rééducation et d'adhésion thérapeutique. L'objectif de la rééducation après AVC est de permettre au patient de récupérer son autonomie et son indépendance afin de vivre dans de meilleures conditions. A la fin du processus de rééducation, beaucoup de patients ont encore des déficiences qui impliquent une limitation d'activité et donc une restriction de participation. L'hémiparésie du membre supérieur est notamment une des déficiences chez les patients chroniques les plus limitantes dans les AVQs. Les patients en phase chronique après un AVC ne disposent aujourd'hui pas d'outils efficaces leur permettant de poursuivre leur thérapie à long terme à domicile dans de bonnes conditions. Une des approches d'auto-rééducation à domicile consiste uniquement à répéter de multiples fois des mouvements par jour afin d'améliorer leur amplitude et précision. Le patient doit, en plus de pratiquer une activité physique qui lui est difficile, tenir un journal de sa pratique. Cette méthode ne peut fonctionner qu'avec des personnes ayant une grande force de volonté (comme la méthode par contrainte induite). C'est une des raisons pour lesquelles l'adhésion des patients au protocole thérapeutique d'auto-rééducation est si faible.

Il est donc nécessaire de proposer d'autres alternatives permettant de favoriser l'adhésion des patients pour leur auto-rééducation à domicile. Parmi celles-ci, l'association entre les technologies de la réalité virtuelle et le jeu thérapeutique semble être prometteuse. La réalité virtuelle commence à montrer une efficacité supérieure à la thérapie conventionnelle [Maier et al., 2019]. L'accessibilité de ces technologies est grandissante grâce à la baisse des coûts et l'amélioration de l'utilisabilité pour le grand public. Selon la théorie du *flow* de Csikszentmihalyi and Rathunde [1993], une difficulté adaptée permettrait d'améliorer la motivation des patients, et par conséquent, leur adhésion au protocole thérapeutique.

Le chapitre suivant est consacré à un état de l'art de la réalité virtuelle pour la rééducation motrice du membre supérieur après un AVC ainsi qu'un état de l'art des méthodes pour adapter la difficulté des exercices.

Chapitre 2

La réalité virtuelle et l'adaptation de la difficulté pour la rééducation motrice post-AVC

2.1 Introduction

L'adaptation de la difficulté dans les dispositifs de rééducation motrice post-AVC basés sur la **réalité virtuelle** est une des solutions au problème d'adhésion thérapeutique présenté dans le chapitre 1. L'adaptation de la difficulté permet de maintenir l'utilisateur dans un état de *flow* pour conserver sa motivation tandis que la réalité virtuelle permet de proposer l'activité de manière contrôlée sans supervision directe d'un thérapeute.

Cependant, contrairement à l'humain, il est plus difficile pour la technologie de s'adapter au mieux à son utilisateur. Dans notre situation, il est complexe de proposer une activité qui soit toujours adaptée aux capacités des patients pour qu'ils pratiquent une activité suffisamment difficile pour être thérapeutique et suffisamment facile pour qu'ils restent motivés afin d'améliorer leur adhésion thérapeutique.

C'est dans ce cadre que nous nous intéresserons à la difficulté adaptative des jeux thérapeutiques. Nous étudierons plus particulièrement comment exprimer et mesurer cette difficulté, ses différentes dimensions ainsi que différents moyens pour l'adapter.

Ce chapitre commence par un état de l'art sur les systèmes de rééducation basés sur la réalité virtuelle (section 2.2). Ensuite, le challenge de définir et représenter la difficulté ainsi que différentes méthodes pour permettre son adaptation dynamique dans le cadre des exercices de rééducation basés sur la réalité virtuelle (section 2.3).

2.2 Réalité virtuelle pour la rééducation motrice post-AVC

Les premières technologies de la Réalité Virtuelle (RV) pour la rééducation motrice sont apparues dans les années 1986-1995 [Rizzo et al., 1997], en passant ensuite par une période

de 1996 à 2005 de développement et de mise en œuvre initiale [Sveistrup, 2004] et jusqu'à aujourd'hui avec une recherche clinique significative en constante évolution [Rohrbach et al., 2019; Hussain et al., 2019; Hocking et al., 2019; Laver et al., 2018; Bermúdez i Badia et al., 2016; Hatem et al., 2016].

Des études récentes montrent l'utilité de la RV, que ce soit chez les patients en phase chronique post-AVC [Ward et al., 2019], sur l'intérêt de dispositif thérapeutique en comparaison à des outils disponibles dans le commerce [Maier et al., 2019] ainsi que sur les composantes qui permettent l'utilisation de la RV pour l'auto-rééducation motrice à domicile [Tamayo-Serrano et al., 2018].

Toutes ces solutions se basent sur la stimulation sensorielle pour faciliter le rétablissement des zones motrices dans le cerveau. Le potentiel de récupération fonctionnelle peut être optimisé en exploitant un certain nombre de processus neurophysiologiques qui surviennent après une lésion cérébrale, comme la forte augmentation de la neuroplasticité au début de la phase de récupération et la stimulation des zones sensorimotrices qui pourraient autrement subir une détérioration en raison de leur inutilisation (déconditionnement).

Nous présenterons d'abord les résultats des études sur la rééducation du membre supérieur en nous basant sur le modèle de la CIF. Puis nous présenterons les principes de l'apprentissage moteur utilisés dans le cadre de ces procédés comme les notions de répétition, d'intensité, de rétroactions et d'adaptation de la difficulté. Ensuite nous discuterons de l'opposition entre les dispositifs conçus pour avoir un effet thérapeutique et ceux disponibles dans le commerce. Pour terminer, nous discuterons de l'efficacité de ces outils et des difficultés restantes à leur intégration en clinique.

2.2.1 Vue d'ensemble

Le modèle de la CIF décrit trois niveaux de fonction (corporelle, activité et participation), qui peuvent tous être affectés négativement par un AVC (cf. section 1.2.1). Les déficiences physiques et cognitives entraînent des limitations d'activités et peuvent en conséquence susciter des restrictions de participation. Des technologies de RV peuvent être utilisées pour intervenir à ces trois niveaux.

Depuis plus d'une décennie, des environnements simples sont utilisés pour fournir des rétroactions (*feedbacks*) et accroître la motivation des personnes qui exécutent des exercices conçus pour corriger des aspects intrinsèques du mouvement actif comme l'amplitude, la précision et la force [Holden, 2005; Sveistrup et al., 2004]. Des essais contrôlés ont démontré des améliorations comparables [Piron et al., 2009] ou supérieures [Yavuzer et al., 2008] à la thérapie conventionnelle dans le cadre de la rééducation post-AVC. La revue systématique de Laver et al. [2018] ne permet pas de montrer la supériorité de la RV sur la thérapie conventionnelle, mais elle met en avant, malgré un faible niveau de preuve, le fait que la RV peut être utilisée pour améliorer la récupération en l'absence d'autres interventions thérapeutiques après un AVC. Ces résultats restent encore très discutés dans la communauté et seront détaillés par la suite. D'autres interventions ont combiné des EVs simples, non immersifs ou semi-immersifs avec des robots pour ajouter des forces d'interaction permettant aux participants d'entraîner la force de préhension [Merians et al., 2006], la force des épaules [Adamovich et al., 2009b], la dissociation épaule-coude [Acosta et al., 2011; Volpe, 1981], et la dissociation des doigts [Stein et al., 2011]. Ces

études étaient toutes des études pilotes non contrôlées, à l'exception de Volpe [1981] qui a comparé son intervention à une thérapie conventionnelle adaptée dans le temps, ne trouvant aucune différence d'adaptation à ces deux régimes. Plusieurs études pilotes non contrôlées ont utilisé des simulations d'activité et ont démontré des améliorations de l'amplitude et la vitesse de mouvement [Boian et al., 2002; Piron et al., 2003, 2005]. Une étude comparant un programme de tâches répétitives en RV et un programme d'ergothérapie traditionnelle n'a démontré aucune différence significative entre les résultats au niveau des activités des deux interventions [Yavuzer et al., 2008].

Saposnik et al. [2010] ont comparé un programme d'activités de rééducation du membre supérieur basé sur le jeu présenté en RV avec un programme de thérapie récréative basée sur le jeu. Les sujets des activités ont alors présenté un plus grand niveau de participation que le groupe de thérapie récréative. Cependant, Saposnik et al. [2016] ont étendu leur étude de 2012 à 2015 sur 141 patients, et en ont conclu que chez les patients qui ont subi un AVC dans les trois mois précédant l'inscription (phase subaïgue) et qui présentaient une déficience motrice légère à modérée des membres supérieurs, la RV non immersive comme traitement complémentaire à la rééducation conventionnelle n'était pas supérieure à une activité récréative pour améliorer la fonction motrice, telle que mesurée par le *Wolf Motor Function Test* (WMFT). Les auteurs pensent alors que le type de tâche utilisé dans la rééducation motrice après l'AVC est forcément important, pourvu qu'il soit assez intensif et qu'il précise la tâche à accomplir. Des activités récréatives simples, peu coûteuses et largement disponibles pourraient alors être aussi efficaces que des technologies novatrices de RV non immersive. Nous pensons cependant que les termes utilisés semblent véhiculer une fausse idée selon laquelle la RV non immersive en adjonction ne serait pas plus bénéfique que des activités récréationnelles telle que jouer aux cartes. Nous tenons à rappeler que l'étude se concentre sur des dispositifs de RV non immersifs avec des contenus disponibles dans le commerce (la Wii de Nintendo). Nous pensons donc qu'il serait plus juste de dire que des systèmes de RV non immersifs récréatifs (non conçus pour être thérapeutiques) et disponibles dans le commerce ne sont pas plus efficaces que des activités récréatives en adjonction à la rééducation conventionnelle.

Certaines interventions plus récentes étudient la façon dont la RV affecte la récupération neuronale en utilisant des manipulations de rétroactions spécifiques pour réguler à la hausse les zones du cerveau endommagées par l'AVC [Adamovich et al., 2009a,b,c]. L'étude des activités de rééducation incorporant ces manipulations et leur capacité à apporter des modifications à plus long terme aux propriétés des réseaux cérébraux est en cours. L'impact négatif d'un AVC sur la fonction des membres supérieurs semble s'étendre au-delà de la somme des déficiences individuelles. Une étude particulièrement décourageante décrit l'absence d'amélioration des limitations d'activité liées aux membres supérieurs hémiparétiques malgré l'amélioration des déficiences, y compris la force et l'amplitude des mouvements [Dromerick et al., 2006]. Les simulations dans des EVs sont maintenant passées de simples activités d'atteinte de cibles à des interventions plus complexes. Parmi les exemples de simulations qui ont été élaborées, mentionnons le nettoyage d'une cuisinière, l'épicerie, le basket-ball [Housman et al., 2009], et le placement des tasses sur une étagère avec rendu haptique [Merians et al., 2011]. Ces systèmes augmentent la capacité des thérapeutes à offrir des interventions répétitives qui sont plus efficaces en termes de temps, de ressources et de main-d'œuvre que les programmes de rééducation traditionnels [Adamovich et al., 2009a], ce qui permet d'exécuter de grands volumes de pratique en utilisant des activités complexes nécessaires pour susciter des adaptations

neuroplastiques [Birkenmeier et al., 2010]. De multiples études sur la pratique des tâches répétitives en RV démontrent des améliorations au niveau de l'activité à l'aide de mesures normalisées de la fonction des membres supérieurs [Saposnik et al., 2011]. Il est intéressant de noter que deux études de programmes de tâches répétitives en RV ont démontré d'importants effets du traitement comparativement aux témoins dans la capacité non entraînée des AVQ [Piron et al., 2007, 2009]. Une autre étude comparant les effets d'un programme de tâches répétitives en RV sur la force de préhension a démontré des effets comparables à ceux d'un programme d'activités de rééducation traditionnellement présenté qui comprenait un entraînement de force [Housman et al., 2009]. De plus, deux autres études non contrôlées analysant des programmes de tâches répétitives virtuellement simulées, qui ne portaient pas directement sur la force d'entraînement, décrivent également une amélioration de la force [Broeren et al., 2007; Connelly et al., 2010].

Peu d'études ont examiné les interventions conçues pour limiter l'impact des restrictions à la participation. Jusqu'à présent, ces interventions ont consisté en des activités de rééducation liées à l'utilisation des fauteuils roulants électriques, de simulations pour former les personnes victimes d'un AVC aux commandes manuelles pour la conduite automobile [Archambault et al., 2011; Erren-Wolters et al., 2007], de la série des activités requises pour utiliser le réseau ferroviaire public [Lam et al., 2006]. La RV permet aux sujets de tester ces activités et/ou de s'entraîner au cours des premières étapes de la récupération en toute sécurité. Par exemple, Cogné et al. [2019] évaluent la navigation spatiale des personnes héminégligentes de façon sécurisée. Un autre groupe d'activités de réadaptation virtuelle a été conçu pour répondre aux exigences du traitement sensoriel et cognitif de la participation à des activités comme le *shopping* [Rand et al., 2009; Sorita et al., 2014]. Les EVs offrent de multiples avantages pour la réadaptation au niveau de la participation en permettant aux sujets de pratiquer ces actions de façon sécurisée et répétée, y compris l'élimination des contraintes de temps associées au transport aller-retour aux centres commerciaux, la diminution du fardeau de supervision de ces activités et la capacité de noter la complexité des présentations sensorielles que les participants doivent gérer avec grande précision.

2.2.2 Choix des interfaces pour la rééducation motrice

La RV est utilisée comme support d'interaction pour permettre la pratique d'exercices thérapeutiques. Il y a deux parties fondamentales dans cette notion d'interaction que sont :

— **Les interfaces** : la partie matérielle permettant de capter les mouvements de l'utilisateur et de lui renvoyer l'état de l'EV via ses canaux sensori-moteurs dont les principaux concernés ici sont le visuel, l'audio, l'haptique (qui prend en compte la sensation du toucher ainsi que les contraintes physiques du mouvement) et le vestibulaire.

— **Le contenu** : la partie logicielle qui va traiter ces interfaces d'entrées et de sorties afin d'adapter la simulation virtuelle.

Interfaces visuelles

Les systèmes de RV sont fréquemment classifiés selon leurs caractéristiques visuelles, plus particulièrement par le degré d'immersion proposé. Les présentations à travers un écran plat (*flat-screen*) sont considérées comme **non-immersives**. Les présentations qui utilisent la vision stéréoscopique à travers des projections ou des lunettes avec une perspective fixe sont considérées comme **semi-immersives**. Les présentations qui fournissent des informations visuelles en 3D avec une perspective liée au mouvement de la tête sont considérées comme complètement-**immersives** (*fully-immersive*). Actuellement, ce niveau d'immersion n'est possible que grâce à des casques de RV ou des CAVEs*.

Dans le cadre de la rééducation motrice du membre supérieur post-AVC utilisant la RV, certains auteurs se sont intéressés à l'impact des différents degrés d'immersion sur la récupération motrice. Il existe peu d'articles à ce jour traitant de ce sujet, mais Rohrbach et al. [2019] ont récemment étudié la relation entre motivation, engagement, plaisir, immersion et présence* ainsi que leur impact sur l'apprentissage moteur. Leur étude met en avant le fait que l'immersion est utilisée car elle impacterait positivement la performance des utilisateurs [Crosbie et al., 2009]. Les travaux de van den Hoogen et al. [2012] montrent aussi que la vision stéréoscopique serait bénéfique sur l'efficacité et la précision des mouvements en rééducation du membre supérieur, plus particulièrement lors de tâches impliquants de la profondeur. Néanmoins, cela induirait une fatigue oculaire et visuelle. Il est donc difficile de conclure sur le rapport coût/avantage. L'impact de l'immersion et de la présence sur l'apprentissage moteur et la récupération motrice reste une question de recherche ouverte [Fluet and Deutsch, 2013].

Plusieurs articles ont examiné l'impact de la présentation visuelle sur la cinématique du mouvement humain lors d'une tâche de pointage 3D [Viau et al., 2004; Liebermann et al., 2012; Just et al., 2014]. Or, cette cinématique a un lien direct avec l'apprentissage moteur. Il existe des différences significatives sur l'analyse du mouvement dans le cadre d'une tâche de pointage 3D entre les visualisations non-immersives et réelles. Cela est généralement dû à la faible perception de la profondeur. L'absence de rétroactions tactiles semble aussi être très impactant sur la position en fin de mouvement. Cependant, les sujets sains et les patients avec un membre supérieur parétique utilisent une stratégie similaire dans les deux situations ce qui semble indiquer que ce type de présentation visuelle est utilisable et intéressante pour la rééducation du membre supérieur [Viau et al., 2004]. Ainsi, le mouvement peut atteindre un degré de similarité suffisant entre une condition réelle et immersive et semble ne pas avoir d'impact significatif sur la cinématique [Just et al., 2014].

Concernant le point de vue proposé aux patients, quel que soit le caractère immersif du système, la vue à la première personne est majoritaire pour la rééducation du membre supérieur [Bermúdez i Badia et al., 2016]. Ces présentations incluent typiquement une représentation des membres ainsi qu'un paysage dans lequel la personne doit naviguer et/ou agir. Cependant, la RV offre d'autres opportunités de perspectives qu'un utilisateur ne peut avoir d'ordinaire. Par exemple, la capture vidéo qui présente l'image en miroir au patient pendant qu'il interagit [Weiss et al., 2004; Soares et al., 2014; Jang et al., 2005; Shin et al., 2015]. Selon plusieurs articles, ce type de point de vue (logiciel) permettrait de stimuler les neurones miroirs [1], et ainsi potentiellement d'améliorer la récupération

1. activés lorsqu'on soumet l'individu à sa propre image ou à un autre individu exécutant une action

corticale [Eng et al., 2007a]. L'avantage de ce type de rétroaction est sa haute fidélité au regard de la posture du patient. Ces informations ont tendance à représenter le mouvement avec une meilleure qualité ce qui diminue le besoin de ressources mentales pour rectifier les différences somatosensorielles (proprioception) avec l'information visuelle associée. Le problème réside dans le fait que le point de vue est en miroir et généralement délivré par des moyens non immersifs, il est alors difficile de percevoir l'emplacement en 3D des objets avec lesquels interagir ainsi que sa propre position par rapport à ceux-ci. En effet, il y a un exercice mental de transfert mouvement réel/miroir qui est accentué par le fait que la profondeur n'est pas (ou très faiblement) perçue et qu'il n'y a pas de retour haptique. Comme le met en avant [Liebermann et al., 2012], la qualité du mouvement est plus faible dans ce type de configuration. Il faut donc faire attention à l'utilisation de ces dispositifs si l'objectif est d'améliorer la qualité du mouvement du membre supérieur. Sinon, Nguyen [2010] se sont aussi intéressés à une vue à la troisième personne dans le cadre d'environnements immersifs pour l'apprentissage par imitation du mouvement. De la même manière que les travaux basés sur de la capture vidéo, ce type de point de vue pourrait permettre de stimuler les neurones miroirs.

FIGURE 2.1 – Exemples d'avatars extrait de [Soares et al., 2014; Shin et al., 2014; Kiper et al., 2011]

La représentation de l'utilisateur (avatar dont des exemples sont visibles sur la Figure 2.1) dans l'EV est souvent liée au point de vue. On peut en distinguer quatre types :

— Image réelle du patient [Jang et al., 2005; Soares et al., 2014] : l'hypothèse est que les neurones miroirs sont activés lorsqu'on soumet l'individu à sa propre image (affichée en temps réel via une caméra). Cela permettrait de faciliter l'apprentissage moteur et améliorerait l'organisation corticale ;

— Personnage 3D [Saposnik et al., 2010; Shin et al., 2014; Sin and Lee, 2013] : ce sont les jeux commerciaux qui possèdent par défaut cette représentation, plus couramment appelée « avatar » ;

— Bras et mains [Cameirão et al., 2011; Crosbie et al., 2008; Eng et al., 2007b; Sin and Lee, 2013] : plusieurs études se focalisent sur le membre supérieur ;

— Représentation abstraite comme une sphère, un outil [Kiper et al., 2011; Piron et al., 2007, 2009; Standen et al., 2010; Turolla et al., 2013].

Bagce et al. [2011] ont mené des travaux sur l'implication de la manipulation de l'avatar ainsi que du point de vue de l'utilisateur. Ils ont notamment montré que les patients compensaient de manière prévisible leurs mouvements lorsqu'un gain de déplacement était appliqué à leur avatar. D'autres travaux comme ceux de Nguyen [2010] s'intéressent aussi à l'impact de la fidélité visuelle de l'avatar sur la performance en EV. De premiers

résultats sur des sujets sains semblent indiquer de meilleurs performances lorsque l'avatar est 3D.

De multiples autres facteurs logiciels autres que le point de vue peuvent aussi entrer en compte dans la récupération motrice tels que la précision de la captation, la fidélité proprioceptive, le réalisme visuel ainsi que les rétroactions que nous verrons plus en détail dans cette section.

Interfaces auditives

Les informations auditives sont une des composantes capitales des EVs et ont un large impact sur l'expérience utilisateur. Pourtant elles sont relativement peu exploitées. Parmi les dispositifs matériels, on retrouve les hauts parleurs ainsi que les casques et les écouteurs. Ils se distinguent ensuite par les fréquences délivrées et leur capacité de spatialisation. Le rendu audio spatialisé permet d'améliorer l'immersion car l'utilisateur peut alors évaluer la distance ainsi que la provenance d'un son. Dans l'ensemble, les sons permettent d'améliorer l'immersion s'ils sont cohérents avec l'activité virtuelle pratiquée (par exemple, entendre les bruits de pas d'un personnage virtuel ou le son de la pluie en fonction des surfaces environnantes).

La musique, ainsi que des éléments comme le rythme et la cadence ont montré avoir un impact sur la performance motrice sur des sujets sains et des patients [Thaut et al., 2015], notamment dans le cadre de la rééducation à la marche [Powell, 2011]. Friedman et al. [2011] ont aussi trouvé qu'ajouter de la musique améliorait la performance motrice ainsi que la motivation pendant l'entraînement des fonctions de la main.

Interfaces haptiques

Les systèmes haptiques peuvent aller du simple ventilateur aux bras robotiques ainsi qu'aux gants capables de présenter des vibrations cohérentes selon les points de contacts virtuels. L'haptique regroupe toutes les interfaces qui concernent le tactile (sensation du toucher) ainsi que les forces d'interactions (assistance ou opposition à un mouvement).

On retrouve divers dispositifs électromécaniques et robotiques utilisés dans le cadre de la rééducation du membre supérieur comme l'HapticMaster [Coote et al., 2008], le RUPERT [Sugar et al., 2007], le MIT-MANUS [Krebs et al., 2004], le PARIS [Patton et al., 2004], le NeReBot [Rosati et al., 2007], l'InMotion Shoulder-Elbow Robot [Lo et al., 2010], l'ARMin [Nef et al., 2007], le PneuWREX [Sanchez et al., 2005], l'ARMEO Spring [Gijbels et al., 2011] et le BiManu-Track [Hesse et al., 2005].

Ils ont des caractéristiques différentes comme le nombre de degrés de liberté, le coût, la portabilité, le degré d'invasivité, la précision, etc. que nous ne détaillerons pas ici. Ces dispositifs ont montré leur utilité pour améliorer la trajectoire des patients post-AVC [Merians et al., 2011]. Par contre, il est nécessaire de faire attention au degré d'assistance motrice ainsi qu'à la prise en charge des compensations motrices [Schweighofer et al., 2012].

2.2.3 Réalité Virtuelle et apprentissage moteur

L'apprentissage moteur est défini comme l'ensemble des processus cognitivo-moteurs associés à la pratique d'activités qui conduisent à des changements relativement permanents des capacités motrices [Levac and Sveistrup, 2014; Levine, 2008; Krakauer, 2006].

Un mouvement habile se caractérise par sa constance, sa stabilité, sa souplesse et sa capacité d'adaptation. Ces caractéristiques sont obtenues grâce à des modifications de la cinématique et des erreurs de force en fonction de la pratique [Krakauer, 2006]. Avec de l'entraînement, on progresse à travers les étapes de l'acquisition des compétences, ce qui permet d'obtenir un mouvement autonome avec moins d'erreurs et de compensations. Les compensations sont des stratégies permettant d'accomplir la tâche sans produire le mouvement requis ou optimal. Ces mouvements sont souvent considérés comme parasites dans le cadre de la récupération motrice car ils diminuent les bénéfices de la rééducation. Il est recommandé de mettre en place une gestion qui empêche ou réduit leur pratique afin de favoriser la récupération motrice.

Parmi les éléments essentiels de l'apprentissage moteur, on retrouve selon Levin et al. [2015] :

- la répétition du mouvement avec des variations (amplitude, vitesse, direction, ...) ;
- la planification du mouvement orienté sur une tâche ;
- l'intensité de la pratique ;
- la gestion des freins à la récupération dans le cadre de la rééducation motrice post-AVC (notamment les troubles cognitifs comme l'héminégligence, les déficits attentionnels et les troubles mnésiques) ;
- les rétroactions par intermittence pour laisser le temps à l'apprenant d'intégrer l'information et ainsi corriger son mouvement ;
- l'utilisation d'environnements enrichis à travers la multimodalité et la cohérence des informations sensorielles (dont la proprioception) ;
- la motivation (engagement émotionnel et cognitif) et le renforcement positif ;
- l'adaptation de la difficulté à travers le paramétrage de l'espace de travail, du niveau de précision et de vitesse requis pour permettre de gérer la frustration, l'ennui et la fatigue des apprenants.

Répétition et orientation sur une tâche

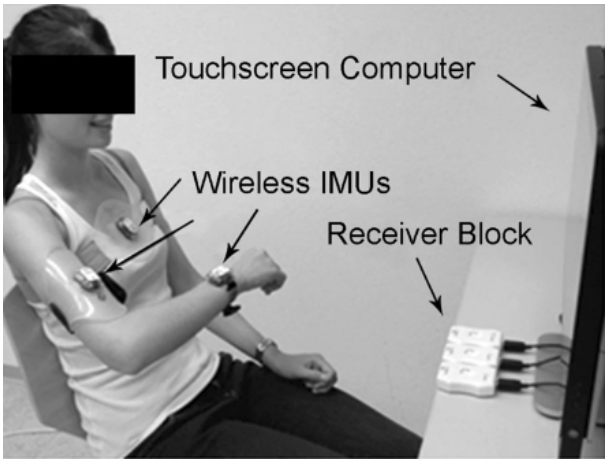


FIGURE 2.2 – Système d'auto-rééducation à domicile extrait de [Wittmann et al., 2016]

Des études montrent que la pratique répétitive aboutit à l'acquisition réelle de capacités motrices [Birkenmeier et al., 2010; Plautz et al., 2000; Remple et al., 2001]. Afin d'optimiser le transfert des acquis durant la rééducation et donc de ne pas spécialiser l'apprentissage à un mouvement trop précis, il est nécessaire d'inclure de la variabilité pour permettre au système sensorimoteur de trouver la solution cinématique adaptée à chaque situation [Müller and Sternad, 2004]. Il faut aussi permettre à l'apprenant d'éviter la non-utilisation apprise (*learned non-use*) qui correspond à la mise en place de stratégies compensatoires dans lesquelles le membre parétique n'est plus utilisé. Les travaux de Ballester et al. [2016, 2017] montrent que la RV peut permettre de contrecarrer cet effet en appliquant certaines rétroactions pour renforcer le mouvement induit (volontaire) des patients. De même, la mauvaise utilisation apprise (*learned bad-use*) correspond à de mauvaises stratégies cinématiques de compensations (mouvement non optimal) qui sont de plus en plus difficiles à corriger avec le temps et peuvent mener à des invalidités à long terme [Levin et al., 2015]. On peut notamment voir dans les travaux de Wittmann et al. [2016] (Figure 2.2) que pour encourager le patient à réaliser un mouvement du membre supérieur sans compensation du tronc (inclinaison) dans une tâche de pointage, le mouvement du bras est calculé et affiché relativement au tronc. En d'autres termes, si le patient se penche en avant dans l'espoir d'atteindre plus facilement une cible, la position de son membre virtuel ne bougera pas car le membre réel n'aura pas bougé par rapport au tronc.

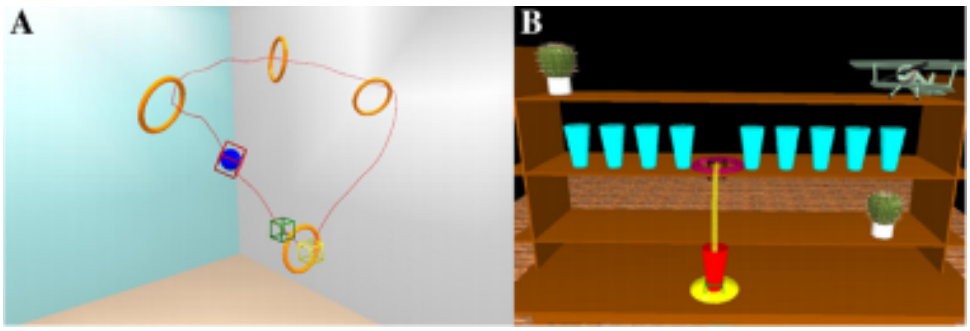


FIGURE 2.3 – Exercices en EV extrait de [Turolla et al., 2013]

Pour favoriser l'apprentissage moteur, il est nécessaire que le mouvement reste orienté sur une tâche ou un objectif fonctionnel plutôt que de penser au mouvement à réaliser (contractions musculaires individuelles, rotation des articulations, etc.) [Feldman and Levin, 1995]. En effet, il a été démontré que l'apprentissage d'une tâche motrice est plus efficace lorsque l'attention est centrée sur l'extérieur (finalité de la tâche) plutôt que sur l'intérieur (mise en jeu des muscles et articulations) [Wulf et al., 2000]. Lors de la planification du mouvement, les diverses redondances musculaires et articulaires sont prises en compte à travers une coordination complexe pour produire le mouvement désiré. Un mouvement est considéré comme bien exécuté si la trajectoire de la main est fluide avec une vitesse et une précision adéquates [Fitts, 1954]. Dans de nombreux dispositifs de RV pour la rééducation, la pratique vise à atteindre des objectifs d'action plutôt qu'à exécuter des mouvements spécifiques. Les instructions liées à l'activité et la structure des dispositifs attirent l'attention du patient sur la tâche à accomplir. En d'autres termes, l'attention se porte sur l'effet de ses mouvements plutôt que sur le mouvement lui-même [Merians et al., 2011]. C'est pourquoi certains travaux se concentrent sur une tâche spécifique comme suivre une trajectoire [Piron et al., 2007; Turolla et al., 2013], saisir, déposer un objet sur une étagère (Figure 2.3) [Turolla et al., 2013], atteindre des cibles [Cameirão et al., 2011; Crosbie et al., 2008; Eng et al., 2007b], effectuer une tâche de la vie courante comme se couper les ongles, boutonner sa chemise [Piron et al., 2009], verser de l'eau dans un verre [Kiper et al., 2011]. En revanche, d'autres se rapprochent de la thérapie récréationnelle en donnant uniquement des éléments de jeux incluant le mouvement des membres supérieurs sans aucun contrôle précis sur ceux-ci [Saposnik et al., 2010; Sin and Lee, 2013].

Dans le cadre de l'apprentissage moteur dans les dispositifs de RV pour la rééducation, il est aussi nécessaire de porter une attention particulière au transfert de la cinématique du virtuel vers le réel. Bien qu'il existe des différences dans la cinématique entre les environnements immersifs et non-immersifs [Knaut et al., 2009; Subramanian and Levin, 2011], certains travaux mettent en avant que la similarité du mouvement ne serait pas nécessaire pour que le transfert ait lieu [Henderson et al., 2007]. Cette problématique du transfert reste encore entière, notamment en ce qui concerne le long terme ainsi que la généralisation (transfert des acquis d'une situation particulière à d'autres situations) [Levac et al., 2019].

Intensité de la rééducation en RV

L'intensité est dans la littérature scientifique considérée comme la dose de traitement qui peut être décrite en termes de nombre de répétitions par séance ou d'heures totales d'intervention. Cependant, cette définition est encore discutée, notamment par Wolf and Winstein [2010], car il existe de multiples mesures indirectes qui pourraient convenir telles que la totalité des efforts (physiques et mentaux) exercés durant la pratique ou bien une combinaison de la fréquence et la durée de l'effort.

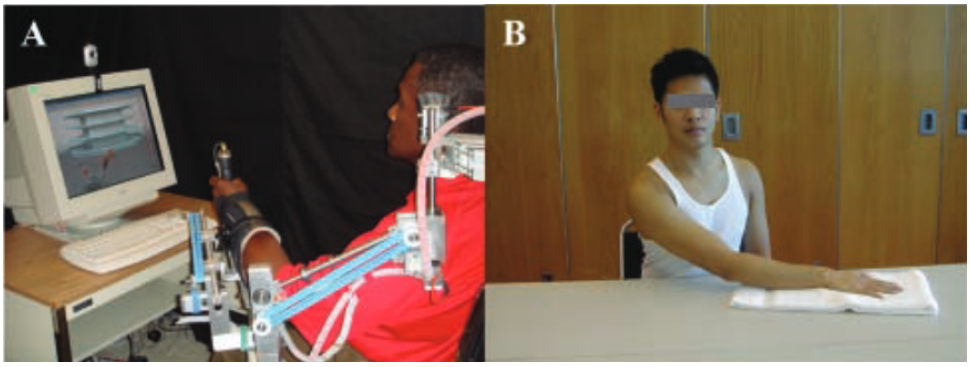


FIGURE 2.4 – Thérapie robotique (A) et conventionnelle en autonomie (B) extrait de [Housman et al., 2009]

Dans une étude portant sur 36 séances de thérapie en consultation externe, Lang et al. [2007] ont observé que les sujets effectuaient en moyenne 27 répétitions d'activités fonctionnelles pendant chaque séance. Ce volume d'intervention contraste nettement avec les volumes d'entraînement de 600 à 800 répétitions d'activité par heure rapportés dans des études de rééducation virtuelle et robotiques (Figure 2.4) [Housman et al., 2009; Krebs et al., 2008; Lum et al., 2004]. Un examen effectué par Saposnik et al. [2011] a indiqué que la durée des séances de RV dans la plupart des 12 études incluses dans leur examen était de 1h avec un intervalle de 30 minutes à 2,5h, le nombre total de séances variant entre 6 et 30. Cependant, ils n'indiquaient pas le nombre moyen de répétitions par séances. L'impact du volume total d'activités réalisées au cours des interventions de rééducation des membres supérieurs sur les résultats n'est pas tout à fait clair. Une méta-analyse a identifié un minimum de 16 heures de rééducation non automatisée comme étant nécessaire pour avoir une amélioration sur les activités de la vie quotidienne [Kwakkel et al., 2004]. Un rapport Cochrane [Laver et al., 2012], fondé sur 19 études, a révélé que les interventions fournissant moins de 15 heures de pratique avaient un effet non significatif, mais que les interventions fournissant plus de 15 heures de pratique avaient un effet modéré sur la participation aux activités de la vie quotidienne. Il semble y avoir un taux de rendement décroissant après environ 20 heures de rééducation des membres supérieurs. Les études de Saposnik et al. [2011], Fischer et al. [2007] et Merians et al. [2010] démontrent une corrélation entre le temps d'intervention et les résultats. Les études de Wolf et al. [2006] et Lo et al. [2009] qui utilisent des périodes de rééducation considérablement plus longues ne semblent pas démontrer de meilleurs résultats. Bien que les études présentées ne portaient pas sur un groupe parfaitement homogène de sujets, les sujets de l'étude de Saposnik et al. [2011] étaient en phase aiguë de rétablissement et recevaient également une rééducation conventionnelle en milieu hospitalier, et les sujets de l'étude de Lo et al. [2009] avaient un plus haut niveau de déficience des membres supérieurs - l'argument voulant que : « plus de temps de rééducation produira toujours de meilleurs résultats » n'est pas appuyé et il faudra envisager d'autres facteurs pour expliquer ces différences. Toutefois, des études récentes tendent à prouver que cette intensité permet une rééducation à la phase chronique [Ward et al., 2019].

Les recommandations concernant la dose de traitement (temps et nombre de répétition de mouvement) sont donc encore floues. Cependant, la régularité de la production d'efforts moteur peut être bénéfique à toutes les phases de la rééducation.

Rétroactions (feedbacks)

Dans la théorie de l'apprentissage moteur, il existe deux types de rétroactions lors d'une activité motrice :

— les rétroactions **intrinsèques** correspondent aux informations qui sont issues de la pratique même, générées par le mouvement et ses conséquences sur l'environnement, et perçues par les sens (vision, audition, proprioception, etc.) ;

— les rétroactions **extrinsèques** (ou augmentées) correspondent à de l'information apportée par un tiers, par exemple sous forme verbale, ou sous forme de vidéo.

De plus, une rétroaction peut porter sur deux types d'informations motrices :

— la **Connaissance du résultat (CR)** est l'information sur le succès de l'action ou l'écart par rapport au but visé ;

— la **Connaissance de la performance (CP)** donne des indications sur la manière dont la tâche a été effectuée et sur les moyens mis en œuvre pour atteindre le but.

En rééducation traditionnelle, la CR peut généralement être obtenue par une rétroaction intrinsèque, si le besoin de précision n'est pas trop grand : le patient peut connaître par lui-même si son action est une réussite ou un échec. Dans le cas où l'information sur le résultat doit être plus précise, une aide extérieure peut s'avérer nécessaire. La CP nécessite généralement le recours à une rétroaction extrinsèque, donné par les thérapeutes.

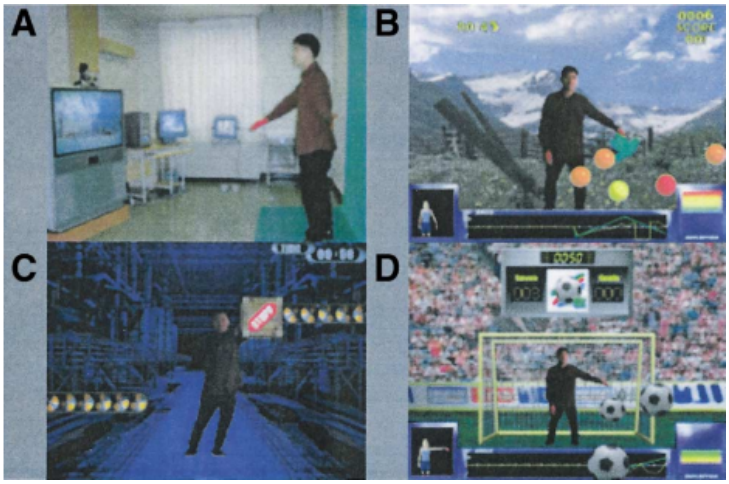


FIGURE 2.5 – Système IREX extrait de [Jang et al., 2005]

En rééducation par la RV ou les jeux vidéo, les rétroactions extrinsèques CR sont très présentes. Des rétroactions classiques sont le score après un groupe d'essais, de même que l'affichage du temps restant ou du temps écoulé ainsi que des effets sonores pour indiquer un succès ou un échec [Saposnik et al., 2010; Sin and Lee, 2013]. Les simulations peuvent également fournir une CR immédiate visuelle sous la forme d'incitations au pointage et au chronométrage (ex : nombre de répétitions réussies, nombre de guerriers éliminés, nombre de vaisseaux spatiaux détruits dans un délai donné) ou lorsque les scores de rendement dépassent une limite prédéterminée [Piron et al., 2009; Weiss et al., 2004]. Jang et al. [2005] dans leur système IREX (Figure 2.5) ont proposé des rétroactions sur le CR et le CP pour des mouvements d'extension, de soulèvement et de préhension comprenant le taux d'erreur, la vitesse, la direction, la position des articulations et la force

résistive. Holden et al. [2007] ont utilisé une CP pour une tâche d'extension virtuelle : le patient déplace un objet réel et voit s'afficher à la fois sa propre trajectoire et celle de l'« enseignant virtuel », ce qui donne au sujet une connaissance continue de la trajectoire de sa main. Des rétroactions auditives peuvent également être fournies par la musique comme dans les jeux de Pong ou dans le Virtual Piano Trainer qui utilise des mélodies bien connues [Adamovich et al., 2009b; Subramanian et al., 2013]. D'autres exemples de CP variées ont été intégrées par Holden [2005], Piron et al. [2009] ou Saposnik et al. [2010].

Les rétroactions, au-delà d'augmenter la motivation et l'engagement du patient, permettent d'améliorer l'apprentissage et la récupération motrice selon certaines conditions [Schmidt and Young, 1991; Cirstea and Levin, 2007; Molier et al., 2010]. On sait notamment qu'une rétroaction accrue sous forme de CP ou de CR améliore l'apprentissage des capacités motrices chez les adultes sains [Lee et al., 1990], chez les personnes âgées en bonne santé [Swanson and Lee, 1992] et chez les personnes ayant subi un AVC [Winstein, 1999]. Ces deux types de rétroactions peuvent facilement et doivent systématiquement être livrées avec spécificité et à une fréquence prédéterminée dans des EVs. Cependant, il y a très peu d'études qui investiguent l'effet des rétroactions sur le réapprentissage moteur post-AVC [Levin et al., 2010]. En particulier, il serait nécessaire d'étudier les rétroactions sur la CP, car elles semblent essentielles et difficiles à percevoir lors des thérapies conventionnelles, alors que la RV a la capacité de délivrer ces informations plus facilement et en temps réel.

Adaptation de la difficulté

Au-delà d'un simple paramétrage ou de la calibration du système pour qu'il soit utilisable par divers profils de patients, certaines études se sont consacrées à l'adaptation de la difficulté de la tâche réalisée [Gorsic et al., 2017; Streicher and Smeddinck, 2016; Hocine et al., 2015; Pirovano et al., 2012; Merians et al., 2011; Cameirão et al., 2010; Jack et al., 2001].

Par exemple, Cameirão et al. [2010] ont modifié le taux de réussite des patients lors d'une tâche d'extension du coude (attraper des sphères en mouvement). Les variables manipulées étaient la vitesse des sphères, et l'intervalle entre leur apparition et leur propagation horizontale. La difficulté était augmentée de 10% lorsque le participant interceptait plus de 70% des sphères et diminuait lorsque moins de 50% des sphères étaient interceptées.

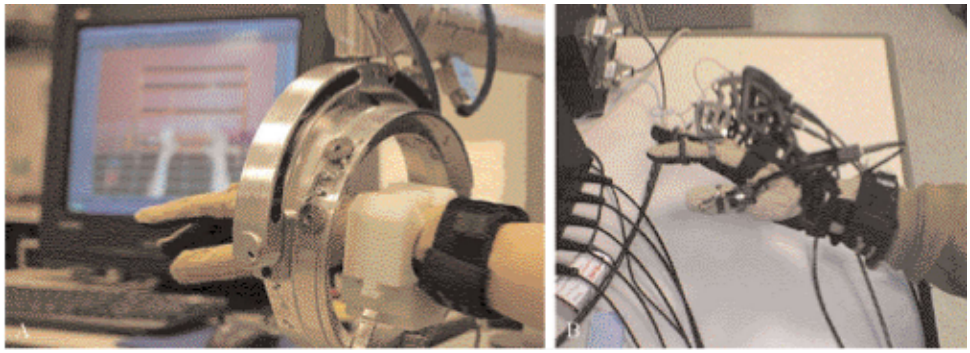


FIGURE 2.6 – Système avec gant de donnée et interface robotique extrait de [Merians et al., 2011]

Merians et al. [2011] ont adapté la difficulté dans une simulation robotisée de piano virtuel, pour améliorer la capacité d'individuation des doigts. Un algorithme était utilisé pour modifier la tolérance des touches à l'isolation de la flexion du doigt, en fonction de la performance et d'un seuil cible. Une étude pilote non contrôlée (10 sujets, 30 minutes par jour pendant 8 jours sur une période de 2 semaines) a montré en moyenne une amélioration post-test de 39% du fractionnement des doigts, ainsi qu'une amélioration de 19% du temps de réalisation de la tâche. Merians et al. [2017] (Figure 2.6) ont également adapté la difficulté dans une tâche d'atteinte de cibles en manipulant l'assistance physique de leur dispositif robotique.

Nous ne détaillerons pas plus d'éléments dans cette sous-section car la section suivante (2.3) est dédiée à l'adaptation de la difficulté.

Environnements enrichis

L'enrichissement environnemental étudie la façon dont le cerveau est affecté par la stimulation de ses centres de perception, causée par tout ce qui l'entoure (y compris les opportunités d'interactions sociales). Dans un environnement plus riche et stimulant, le cerveau est plus actif et se développe mieux. Cet effet est d'autant plus important durant la phase de neurodéveloppement, mais persiste à un degré moindre pendant l'âge adulte. Les recherches sur des animaux montrent qu'un environnement plus stimulant peut aider dans le traitement et la restauration d'une grande variété de maladies cérébrales telles la sénilité et la maladie d'Alzheimer, là où un déficit de stimulation limite justement le développement cognitif [Janssen et al., 2010]. Les recherches effectuées sur des humains suggèrent qu'un déficit de stimulation (privations, par exemple le fait d'être orphelin) retarde et contrarie le développement cognitif. De plus, les personnes bénéficiant d'une auto-stimulation cognitive ou d'un engagement dans des activités cognitives de plus haut niveau, présentent une résilience plus élevée pour leurs aptitudes cognitives contre les effets de l'âge et de la démence. Les environnements enrichis permettent aux patients post-AVC d'être plus susceptibles de se livrer à des activités [Janssen et al., 2014]. Comme le dit Levin [2011] : « La réalité virtuelle a un grand potentiel pour nous permettre de concevoir des environnements de pratique individualisés et enrichis qui se basent sur les principes de l'apprentissage moteur et de la plasticité cérébrale pour optimiser la récupération après un AVC. ».

Pour un système nerveux intact, l'apprentissage moteur et la production de mouvements normaux exigent l'intégration et le traitement de multiples informations sensorielles [Driver and Spence, 2000]. Il a été démontré que pour un système nerveux endommagé, un apport somato-sensoriel accru associé à l'utilisation de la main pouvait augmenter l'excitabilité corticale et ainsi les changements neuroplastiques chez les personnes victimes d'AVC [Kaelin-Lang et al., 2005]. Cependant, une grande proportion des personnes atteintes d'AVC présente des déficits dans le traitement multisensoriel (ex : sensation cutanée, proprioception, vision)[Sarri et al., 2006] et nous ne savons pas dans quelle mesure ces déficits peuvent nuire à leur capacité d'acquérir de nouvelles habiletés motrices et d'interagir physiquement avec l'environnement ; de meilleurs résultats sont susceptibles de survenir en intégrant dans la rééducation les principes du contrôle moteur qui comprennent des processus cognitifs et une rétroaction sensorielle multimodale [Levin et al., 2015].

Enfin, des informations tactiles et visuelles contradictoires peuvent donner lieu à des illusions perceptuelles [Botvinick et al., 1998]. Certains auteurs ont montré qu'au lieu d'entraver l'intégration multimodale, manipuler la rétroaction visuelle des mouvements de la main pouvait faciliter l'activité dans certains réseaux du cerveau [Tunik et al., 2013], et suggèrent d'exploiter ce mécanisme dans le cadre de la rééducation motrice de la main en RV pour des patients post-AVC.

2.2.4 Coach virtuel et jeu thérapeutique

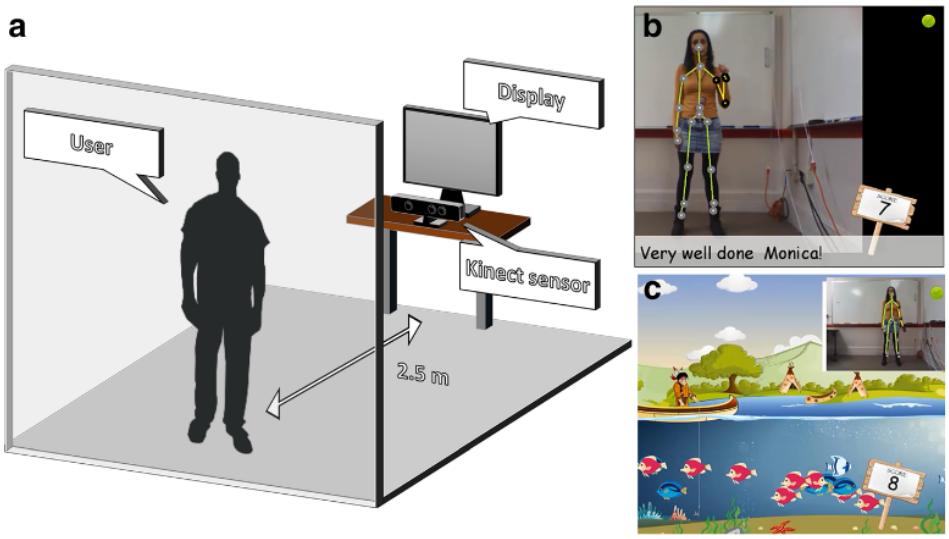


FIGURE 2.7 – Système (a), *coaching* (b) et jeu (c) extrait de [Cameirão et al., 2016]

Cameirão et al. [2016] (Figure 2.7) mettent en avant les challenges restant pour déployer des technologies de rééducation motrice post-AVC du membre supérieur via la RV à domicile. Un des problèmes majeurs est la diminution du taux d'utilisation dans le temps liée à la frustration d'utiliser son membre parétique, au manque de motivation, ou simplement à la difficulté à rester dans une routine. Les auteurs pensent donc que les approches de rééducation actuelles sont inadéquates dans le cadre du domicile et posent la question suivante tout en y apportant des éléments de réponse. Quelle est donc la stratégie la plus efficace pour aider les utilisateurs quand ils doivent utiliser le système par eux-mêmes ou avec une supervision minimale ? L'auto-rééducation par la RV doit être simple d'utilisation, avec des exercices adaptés aux profils des utilisateurs, avoir un bénéfice thérapeutique, mettre en place des objectifs et donner un accès instantané aux rétroactions de performance ainsi qu'être engageante. Deux approches sont prometteurs pour promouvoir l'engagement sur le long-terme à domicile : le coaching et le jeu.

Les stratégies de *coaching* visent à suggérer des exercices, superviser la performance, fournir des rétroactions appropriées et des encouragements pour l'adhésion et si possible, améliorer le comportement du patient vis-à-vis de l'utilisation de son membre parétique. Le téléphone et le web-coaching ont déjà montré des résultats pour l'augmentation de l'activité physique chez des personnes âgées ainsi qu'une amélioration de l'observance. Ding et al. [2010] introduisent le coach virtuel pour guider l'utilisateur dans la réalisation de tâches, l'encourager ainsi que l'assister dans l'apprentissage de nouvelles compétences.

Divers conseils sont donnés pour mieux comprendre, compte-tenu du contexte et d'une stratégie, quand, comment et quoi délivrer comme message de coaching de manière automatique et intelligente. Eyck et al. [2006] ont conduit des expérimentations pour savoir si un coach virtuel pouvait motiver des athlètes débutants et s'il pouvait influencer leur comportement lié à l'activité physique. Les résultats ont montré que l'exercice physique est plus agréable avec un coach virtuel car la motivation intrinsèque est augmentée significativement. De plus, la motivation extrinsèque est également améliorée via le coach virtuel, ce qui est indiqué par une régulation externe plus forte. Finalement, les participants ont mieux réussi la tâche en présence du coach virtuel. Cependant, il est encore nécessaire d'améliorer la fiabilité, l'utilisabilité et l'efficacité de ces coachs virtuels, ainsi que de conduire des évaluations à long-terme et sur des échantillons de plus grande taille.

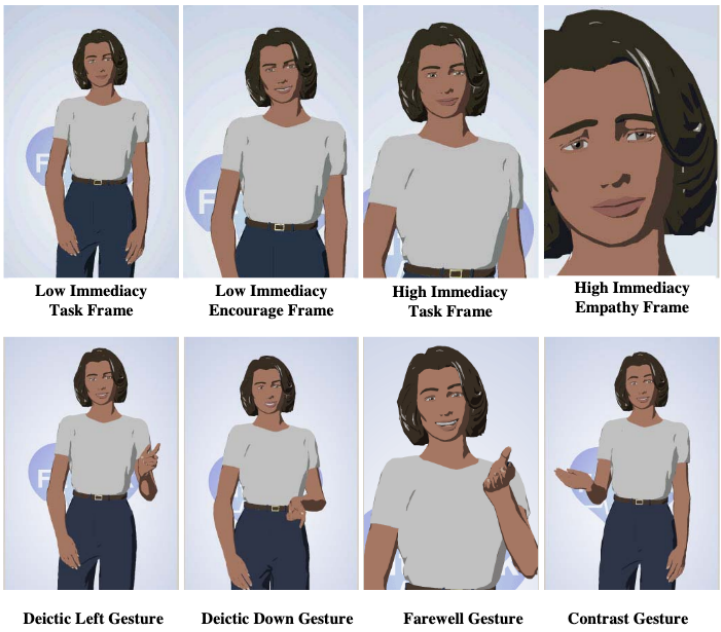


FIGURE 2.8 – Coach virtuel extrait de [Bickmore and Picard, 2005]

Un aspect clé du *coaching* dans la rééducation post-AVC est l'existence d'une interaction patient-thérapeute. Une association entre l'effet thérapeutique et l'existence de cette interaction a déjà été trouvée dans le cadre de la rééducation neurologique. Cet effet a aussi été observé dans le cadre d'une relation avec un agent artificiel (Figure 2.8), suggérant la faisabilité d'une alternative valide à la relation face à face d'un patient et de son thérapeute [Ellis et al., 2013; Bickmore and Picard, 2005].

Le jeu thérapeutique a un fort potentiel dans la rééducation post-AVC pour motiver et maintenir le patient à s'exercer sur de longues périodes. Les jeux peuvent s'adapter aux capacités des patients et mettre en avant des objectifs réalistes. De plus, l'engagement peut être favorisé en modulant la difficulté de la tâche pour qu'elle ne soit ni trop dure ni trop facile tout en conservant un équilibre approprié entre le challenge et les diverses compétences requises. Cameirão et al. [2016] semblent avoir fait la seule étude investiguant la différence d'efficacité, d'adhésion et d'acceptabilité entre une approche basée *coaching* et une basée sur le jeu. Les résultats indiquent que le jeu serait plus motivant et améliorerait la qualité des mouvements chez des participants en bonne santé. Cependant, la mécanique de jeu détermine fortement le comportement des utilisateurs et limite le

niveau d'activité. D'un autre côté, le *coaching* a généré un plus fort taux d'activité motrice. Il n'y a donc pas de conclusion claire sur la supériorité d'une des deux méthodes. De plus, les deux approches sont présentées comme exclusives, mais il peut être intéressant de les fusionner pour bénéficier à la fois de la motivation et du fort taux d'activité motrice. D'autres recherches sont nécessaires, notamment la comparaison de l'efficacité d'un coach virtuel contre un thérapeute dans le cadre d'une rééducation supervisée. Il reste aussi à caractériser plus précisément la notion de coach virtuel (apparences, encouragements, personnalités, émotions, etc.) afin de mieux comprendre son rôle et les origines de son impact sur la motivation et la performance.

2.2.5 Dispositifs commerciaux

FIGURE 2.9 – Promotion de l'activité physique avec la Wii extrait de [Taylor et al., 2011]

De nombreux établissements cliniques ont commencé à utiliser des consoles de jeu peu coûteuses et disponibles dans le commerce qui peuvent être affichées sur un écran de télévision standard (p. ex. la Wii (Nintendo©), l'EyeToy de la PlayStation 2 (Sony©) ou la Kinect (Microsoft©). Ces applications commerciales comprennent des environnements motivants, proposent des activités fonctionnelles (servir des repas, cuisiner) ou sportives (tennis, boxe, soccer, baseball, bowling, golf). Pour un examen complet de la conception, des niveaux d'activité et des dépenses énergétiques associés à ces systèmes, on peut se référer à l'article de [Taylor et al., 2011] dont un exemple est visible dans la Figure 2.9. Yavuzer et al. [2008] ont réalisé un essai contrôlé randomisé de 20 patients. Tous les sujets ont reçu 1 heure de thérapie physique et professionnelle conventionnelle, mais les 10 sujets du groupe EyeToy ont reçu 30 minutes supplémentaires de jeu. Au post-test et au test de rétention, le groupe EyeToy a montré une amélioration significativement plus importante que le groupe témoin concernant la fonction motrice du membre supérieur mesurée par la FIM (Functional Independence Measure). Aucun changement dans la récupération motrice du membre parétique n'a été observé, tel que mesuré par Brunnstrom aux stades du bras et de la main. La plupart des dispositifs de RV de recherche étant coûteux et complexes, cela rend les systèmes de jeux commerciaux attrayants pour la réhabilitation. Cependant, de nombreuses questions demeurent sans réponse en ce qui concerne leur

utilisation. Les changements signalés par les thérapeutes et dans la documentation sont-ils liés à l'augmentation de l'activité des participants ou, surtout, y a-t-il des changements réels dans la récupération motrice et la cinématique du membre supérieur ? À l'heure actuelle, les systèmes commerciaux ne peuvent fournir de données cinématiques ni être modifiés en fonction des niveaux de déficience de chaque patient.

Comme discuté plus tôt, Saposnik et al. [2016] pensent que l'efficacité des dispositifs de RV disponibles dans le commerce est équivalente à celle d'activités récréatives. De la même manière, Choi et al. [2014], ont trouvé que les jeux commerciaux sont aussi efficaces que les thérapies manuelles dans la récupération motrice du membre supérieur. Dans une revue de littérature, Lohse et al. [2014] concluent que 1) des effets positifs ont été trouvés concernant la rééducation motrice post-AVC via la RV ; et 2) les jeux commerciaux pour la rééducation sont aussi efficaces que la RV. Mais il est important de rappeler que les jeux commerciaux n'incluent généralemment pas les éléments essentiels à l'apprentissage moteur, notamment la prise en compte des compensations. De plus, le faible nombre d'études concernant les jeux commerciaux ainsi que leur faible puissance statistique (trop peu de patients) ne permettent pas de conclure véritablement sur leur efficacité thérapeutique.

Maier et al. [2019] ont récemment publié une revue systématique pour comparer à la rééducation conventionnelle les solutions conçues avec un objectif thérapeutique et celles disponibles directement dans le commerce. Leurs résultats suggèrent que les systèmes de RV dédiés sont plus bénéfiques que la rééducation conventionnelle pour la récupération des membres supérieurs, alors que les systèmes de RV non spécifiques ne le sont pas. Selon les auteurs, ces constatations pourraient désamorcer les résultats contradictoires que l'on trouve dans la littérature actuelle.

Solutions industrielles

Le ***Rehab Gaming System (RGS)*** de l'entreprise Eodyne est un dispositif de rééducation pour les patients cérébrolésés issu des recherches de P. Verschure, M. Cameirão et S. Bermúdez i Badia (Université de Madeira) menées depuis 2007 ; ce qui lui donne une réputation et une légitimité forte sur l'aspect scientifique et médical. Le dispositif, basé sur la caméra Kinect, propose 3 exercices de rééducation du membre supérieur dans le plan horizontal, représenté par une table réelle qui permet une "assistance" contre la gravité. De plus, la difficulté est adaptée de manière automatique et le système ne nécessite donc pas la présence ou le paramétrage d'un thérapeute. L'outil proposé a été validé en tant que dispositif médical de classe 1 sous marquage CE et est disponible pour les hôpitaux, les centres de rééducation et le domicile. Leur système, installé dans 4 centres de santé, a gagné 4 récompenses, et a été utilisé par au moins 500 patients. Outre le fait qu'il n'est pas dédié à l'AVC, la faiblesse principale repose sur le faible nombre d'activités proposées, ce qui peut laisser présager un gros risque de lassitude et de baisse de motivation pour des patients qui doivent utiliser ce dispositif tous les jours pendant une longue période. L'autre inconvénient est que ce dispositif semble nécessiter l'utilisation des manchons avec capteur de calibration à placer sur les avants-bras des patients.

Jintronix est issu des recherches de M. Levine et P. Archambault (Université McGill). Plus de 100 exercices (liés à l'équilibre, le renforcement musculaire, l'amplitude des articulations/mouvements, la posture, la prévention de chute, la coordination bilatérale des

membres supérieurs) sont proposés par le système de captation lui aussi basé sur une Kinect, qui est disponible en centre de rééducation ou à domicile. Les exercices ont été conçus et testés par des patients et des thérapeutes lors d'études cliniques et l'outil a fait l'objet de publications. Une plateforme permet de conserver le lien thérapeute/patient et de réduire les visites à domiciles et les déplacements. Les faiblesses principales sont que le dispositif ne possède pas le marquage CE et qu'il n'est pas reconnu comme un dispositif médical.

VirtualRehab Body et **VirtualRehab Hands** sont les deux solutions de VirtualRehab. VirtualRehab Body est basé sur la Kinect et propose 14 exercices pour l'équilibre, la posture, les membres supérieurs et le renforcement musculaire. VirtualRehab Hands est basé sur la caméra Leap Motion et propose 8 exercices permettant de récupérer de la motricité distale (individuation des doigts, rotation du poignet, ouverture/fermeture de la main). Les outils sont disponibles en centre de rééducation ou à domicile. Comme pour les deux solutions précédentes, une plateforme permet de conserver le lien thérapeute/patient via de la surveillance et de la personnalisation des protocoles thérapeutiques. Les dispositifs possèdent le marquage CE et sont validés en tant que dispositifs médicaux de classe 1. La faiblesse principale réside dans le fait que le dispositif ne dispose pas d'un support scientifique fort : seul un article est consacré à l'évaluation de la solution sur 25 patients, et celui-ci ne semble pas être encore publié.

vHAB Home de MultiModal Health propose un dispositif basé sur le Leap Motion ainsi que le bracelet Myo - qui ne semble pas être proposé dans le pack commercial - et permet d'exercer le membre supérieur, mais n'est pas spécialisé sur l'AVC. De plus, les 6 exercices proposés ne sont pas validés quant à leur aspect thérapeutique. Aucun suivi ou conseil de personnel médical n'est proposé.

MindMotionPro de l'entreprise suisse Mindmaze est basé sur un capteur propriétaire similaire à celui de la Kinect. Au moins 4 exercices sont proposés pour la rééducation du membre supérieur post-AVC. Le dispositif possède le marquage CE. Il est disponible uniquement à l'hôpital et en centre de rééducation. Le système permet aux thérapeutes d'être moins présents (seule la mise en place requiert l'intervention du thérapeute) et de suivre les progrès des patients. Le système peut être couplé à un électro-encéphalogramme pour analyser l'activité cognitive et étudier le processus de réorganisation corticale. En mars 2016, une évaluation multicentrique de type Randomized Controlled Trial (RCT) a commencé pour évaluer l'efficacité thérapeutique et le rapport bénéfice / coût du dispositif en opposition aux pratiques conventionnelles. Mindmaze développe aussi actuellement un prototype portable (MindLeap) pour le domicile basé sur de la RV immersive (casque) dont le prix n'est pas encore fixé, mais pourrait-être de l'ordre de 100€/mois. La solution n'est pas encore disponible.

2.2.6 Bilan

Comme nous l'avons vu dans cette section, il existe de nombreuses études ou systèmes proposant des exercices de rééducation basés sur les technologies de RV. La plupart s'appuient sur des fondements de l'apprentissage moteur, en particulier la répétition intensive orientée-tâche et les rétroactions. Certains abordent des problématiques particulières comme les environnements enrichis, le jeu, le *coaching* ou la gestion de la difficulté.

Si les solutions pour la rééducation motrice du membre supérieur basées sur la RV semblent avoir un effet bénéfique sur le réapprentissage moteur, il manque encore des preuves solides afin que ces solutions puissent être recommandées par les organismes de santé. De plus, nous ne savons toujours pas quels aspects de la RV fonctionnent le mieux sur les patients atteints d'AVC en fonction de la sévérité de leurs déficiences [Holden, 2005; Henderson et al., 2007; Crosbie et al., 2008]. Les conclusions de la revue de Cochrane menée par Laver et al. [2018], mise à jour régulièrement depuis 2012, montrent qu'en terme de pratique, la thérapie à l'aide de la RV n'est aujourd'hui pas démontrée comme plus efficace que la thérapie conventionnelle pour le membre supérieur. Les preuves sont de basse qualité concernant l'avantage de l'utilisation seule de méthodes avec de la RV en l'absence d'autres types d'interventions. Il est nécessaire de mettre en place des études de meilleure qualité sur des cohortes de plus grande taille.

En pratique, certains freins limitent l'adoption de ces systèmes instrumentés dans la réadaptation post-AVC. On peut mentionner le nombre limité d'options permettant d'individualiser les plans de traitement [Levac and Galvin, 2011], ou le fait que les activités disponibles ne sont pertinentes que pour les patients ayant un large éventail de capacités motrices et pas pour les personnes ayant une faible tolérance à l'activité, des difficultés de communication, de graves troubles cognitifs, un manque d'intérêt pour les jeux vidéo ou un faible potentiel de rétablissement moteur [Nguyen et al., 2018]. De plus, certains cliniciens estiment manquer de temps et de connaissances mais aussi ne pas avoir suffisamment d'opportunités de formation pour la mise en œuvre de ces nouveaux outils [Levac and Miller, 2013] [Nguyen et al., 2018].

Malgré cela, un consensus émerge concernant la RV et son effet bénéfique pour améliorer les fonctions du membre supérieur et les activités de la vie quotidienne quand elle est utilisée en adjonction des soins courants (ne serait-ce que pour augmenter le temps de thérapie) [Maier et al., 2019]. Il faut s'assurer que l'utilisation de la RV soit ancrée dans un programme plus large de rééducation, toujours centré sur le patient, ses buts, capacités et préférences. Selon la American Heart Association (AHA) [Winstein et al., 2016], la RV et le jeu vidéo ont le potentiel pour améliorer l'engagement des patients et la quantité des mouvements pratiqués. Ainsi, ces méthodes sont des alternatives « raisonnables » pour engager les individus ayant eu un AVC dans le processus de rééducation. Il est aussi mis en avant par Proffitt et al. [2019] que le développement de ces dispositifs doit se faire selon une méthode centrée utilisateur dans un contexte multidisciplinaire (santé, ingénierie, psychosociale).

C'est justement cet aspect motivation et engagement qui nous intéresse plus particulièrement, afin d'améliorer l'adhésion des patients à leur rééducation. Pour cela, nous nous concentrons sur la nécessité d'adaptation de la difficulté, soulignée par Levin et al. [2015] ou Weiss et al. [2014] qui indiquent que « l'étude continue de la manipulation de la difficulté des tâches à l'aide d'algorithmes en ligne est un domaine d'étude propre aux activités de rééducation simulées qui devrait être poursuivi ». En effet, une expérience d'apprentissage est favorisée lorsque la tâche n'est ni trop difficile ni trop facile [Cameirão et al., 2010; Jack et al., 2001]. L'adaptation de la difficulté à travers le paramétrage de l'espace de travail, du niveau de précision et de vitesse requis permet de gérer la frustration, l'ennui et la fatigue qui représente un défi lors des séances intensives [Fluet et al., 2012]. L'augmentation progressive de la difficulté de la tâche avec les capacités du patient permet de maintenir l'attention et la motivation de l'individu. La section suivante est en

conséquence consacrée à la définition de la difficulté ainsi que les diverses méthodes qui permettent de l'adapter.

2.3 Difficulté adaptative

2.3.1 Définitions et modèles

Difficulté et effort

La difficulté est définie par le Larousse comme le « caractère difficile de quelque chose », l'« ensemble des points qui posent problème ». Le mot difficile est défini par le CNRTL comme ce « qui exige un effort, de l'habileté ou une autre qualité particulière ». Le difficile est donc lié à l'effort, lui-même défini par le CNRTL comme la « mise en œuvre de toutes les capacités d'un être vivant pour vaincre une résistance ou surmonter une difficulté » et par le Larousse comme la « mobilisation volontaire de forces physiques, intellectuelles, morales en vue de résister ou pour vaincre une résistance ». Dans le cadre du jeu vidéo, Levieux [2011] définit la difficulté d'un jeu comme « la mesure des efforts successifs que doit fournir un joueur pour atteindre les différents objectifs qui lui sont assignés par le jeu », ou bien « la probabilité d'échec du joueur à un challenge, étant donné son niveau, c'est-à-dire les capacités dont il a fait preuve au cours de ce challenge d'après (leurs) mesures ».

La difficulté correspond donc aux efforts à fournir compte-tenu des objectifs à atteindre et des capacités de l'individu concerné. Elle peut être représentée comme la probabilité d'échouer lorsque l'objectif à atteindre possède une issue binaire (appelé *challenge* par Levieux [2011]) : réussite ou échec.

Selon la définition du Larousse et les modèles de traitement de l'information en psychologie cognitive, l'effort peut s'exprimer sous plusieurs formes : sensoriel, mental ou moteur [Sternberg, 1969; McClelland, 1979; Temprado and Famose, 1993]. Il en est par conséquent de même pour la difficulté. Dans le cadre du jeu vidéo, ces difficultés sont définies par Levieux [2011]) comme :

— **motrices** : liée à l'action, elle décrit le niveau de précision spatiale et temporelle dont le joueur doit faire preuve lorsqu'il exécute une action ;

— **logiques** : liée à la réflexion et décision, elle décrit l'effort qui doit être fourni pour exploiter les informations connues, permettre de comprendre le fonctionnement du jeu par induction et choisir la prochaine action à effectuer par déduction ;

— **sensorielles** : liée à la perception, elle décrit l'effort qui doit être fourni pour obtenir des informations nouvelles (non déductible) sur l'état du jeu.

Dans nos travaux sur la rééducation motrice post-AVC, nous nous intéresserons plus particulièrement à l'aspect moteur de la difficulté, sans toutefois perdre pas de vue les difficultés logiques et sensorielles.

Capacités motrices

Dans sa thèse sur la conception de jeux thérapeutiques, Mader [2015] construit un modèle des capacités de jeu du patient, sensorielles, perceptives, cognitives ou motrices, dont le concepteur de jeux vidéo doit tenir compte pour concevoir les *exergames*. Ce modèle est basé sur des outils médicaux tels que le MeSH (Medical Subject Heading Vocabulary), le NIH Toolbox, le WHO DAS 2.0 et AGGIR ainsi que le modèle *Human Centered Information Processing* et la taxonomie des compétences ITAM. Il a été amélioré de manière itérative grâce à plusieurs expérimentations.

Cette trentaine de capacités de jeu est répartie en trois catégories :

— **écouter/analyser** : concerne les fonctions de réception, traitement et analyse des informations (ex. vision, compréhension du langage, reconnaissance des visages, traitement de l'espace de jeu, etc.) ;

— **réfléchir/décider** : concerne les fonctions cognitives de résolution de problème, de prises de décision, d'apprentissage (ex. mémoire, anticipation, état psychologique, etc.) ;

— **parler/implémenter** : concerne les fonctions d'interaction physique avec le jeu, dans lesquelles on trouve : l'état physique général, l'état physiologique, la posture, la possibilités d'interaction, la rapidité motrice, la précision, l'apprentissage et l'automatisation des procédures d'interaction.

Cette classification des capacités reflète différents efforts que peut produire un individu. Cependant, ce modèle met plusieurs notions différentes sur un même plan : les aspects fondamentaux, les compétences et les états. En effet, la rapidité motrice et la précision décrivent le mouvement tandis que la posture définit la pose de l'individu indépendamment du mouvement. De plus, certains aspects sont liés à l'état du patient, qui sont plus représentatifs du contexte interne dont nous discuterons plus tard dans la sous-section sur la mesure de la difficulté.

Si l'on souhaite se concentrer sur les capacités motrices, on peut regrouper les métriques biomécaniques identifiées dans la littérature [Schwarz et al., 2019; Hussain et al., 2019; Furmanek et al., 2019; Yang et al., 2018; Venkataraman et al., 2016; Alt Murphy and Häger, 2015; de los Reyes-Guzmán et al., 2014]. Toutes ces grandeurs pourraient permettre de définir voire de quantifier la manière dont l'individu réalise une tâche motrice. Pour cela, nous pouvons quantifier différentes caractéristiques du mouvement : celles liées à la **trajectoire** (amplitude, vitesse, précision, fluidité,...), celles liées aux **efforts musculaires** (force, relâchements,...), ainsi que celles liées à la **posture** et aux **compensations**.

De même qu'il n'existe pas de standard pour mesurer les capacités fonctionnelles des patients (cf. 1.3.1), qui sont le résultat d'une bonne maîtrise et coordination des capacités motrices, il y a une grande diversité de méthodes pour calculer ces métriques biomécaniques [Schwarz et al., 2019].

2.3.2 Principes d'adaptation

Mesure de la difficulté

Dans le jeu vidéo, la manière la plus répandue pour mesurer la difficulté (globale) est de faire des tests de jouabilité, c'est-à-dire, faire tester le jeu à des joueurs et analyser leurs performances (objectives) et leurs réflexions (subjectives). Déjà dans le cadre du jeu vidéo traditionnel, cette méthode présente plusieurs inconvénients tels que le coût, la complexité de mise en place et la « subjectivité » des résultats obtenus [2]. Cependant, il existe aussi des tests (appelés analyses systématiques) basés sur des joueurs synthétiques (algorithmes). Aujourd'hui, ces méthodes sont limitées à cause de la difficulté de représenter le comportement d'un joueur.

Finalement, lors de ces tests, ce qui est mesuré est souvent le taux de réussite/échec des joueurs (réels ou synthétiques) à différents challenges. Dans l'hypothèse où les joueurs produisent toujours un effort maximal, ces pourcentages sont représentatifs de leurs capacités. Dans ce cas, la capacité représente la mesure du potentiel, c'est-à-dire les limites mesurées de ce qui a pu être réalisé.

Le problème de la rééducation motrice post-AVC est que la condition changeante du patient amène un biais et l'hypothèse sur la production d'un effort toujours maximal ne suffit plus à relier le taux de réussite aux capacités. Ainsi, il est donc nécessaire de prendre en compte le contexte (interne et externe). Le contexte interne représente l'état courant du patient : son niveau de fatigue physique, mental et sensoriel, sa santé (maladies, médicaments), etc. Le contexte externe représente l'environnement tel que les conditions de lumière, les bruits, vibrations, odeurs, les encouragements (soutien des proches), etc. Cette notion de contexte est déjà présente dans les théories cognitives comme le modèle de Temprado and Famose [1993].

La prise en compte du contexte implique donc la nécessité d'effectuer régulièrement des calibrations (mesure des capacités selon le contexte présent) pour adapter le système aux conditions réelles du patient.

Adaptation de la difficulté

Mader [2015] résume bien la nécessité d'adaptation de la difficulté dans les jeux thérapeutiques :

> Pour que la thérapie soit efficace, la difficulté des challenges doit être adaptée au niveau de capacité du patient, mais ce niveau de difficulté est aussi un facteur important de la motivation. De plus, la difficulté du *gameplay* doit pouvoir s'adapter au patient en train de jouer car la variabilité de niveau de capacité chez des patients est potentiellement plus élevée que chez la cible réduite d'un jeu de divertissement. En conséquence, la courbe de difficulté d'un jeu thérapeutique ne peut pas être statique, elle doit s'adapter au patient, soit par configuration effectuée par le thérapeute, soit par adaptation automatique.

2. De la même manière que pour les algorithmes d'apprentissage automatique, la quantité et la qualité (représentativité) des données en entrée reflètent la qualité de l'apprentissage. Si les joueurs ne sont pas représentatifs de la population visée, la difficulté évaluée ne sera pas adéquate/représentative.

L'adaptation manuelle permet de résoudre facilement le problème de la difficulté. Cependant, le thérapeute doit alors continuellement agir pour modifier les paramètres du dispositif afin que la difficulté soit adaptée aux capacités motrices des patients. De plus, cette adaptation manuelle n'est pas possible dans le cadre des dispositifs d'auto-rééducation à domicile.

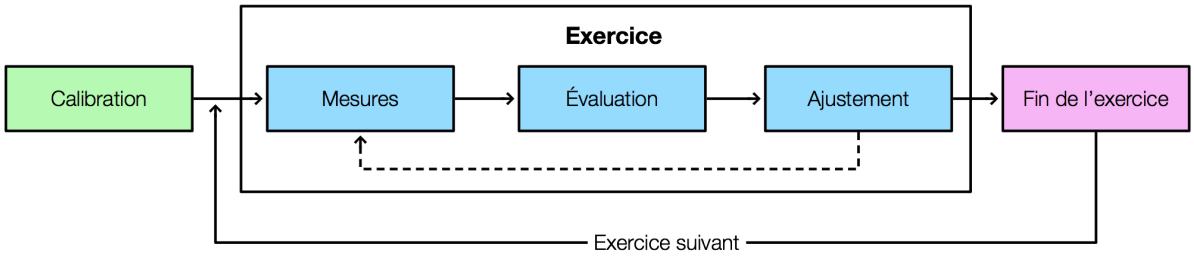


FIGURE 2.10 – Phases d'un système de difficulté adaptative

L'adaptation dynamique de la difficulté fait l'objet de recherche depuis une vingtaine d'années, notamment dans le cadre du jeu vidéo, puis s'élargissant progressivement vers d'autres secteurs d'activités comme la rééducation. Ce processus est basé sur quatre étapes successives essentielles présentées dans la figure 2.10.

— **Calibration** Cette phase a pour objectif d'initialiser le système. Elle est systématiquement présente dans le cadre des dispositifs thérapeutiques pour mesurer les capacités des individus et ainsi permettre au système de proposer des activités adéquates dès la première utilisation ;

— **Mesure** Cette phase se déroule pendant l'utilisation du système et permet d'enregistrer les performances de l'utilisateur. Les mesures peuvent être d'ordre physiologiques (chaleur, activité électrique musculaire, ondes cérébrales, ...), physiques (amplitude d'un mouvement, précision, vitesse, ...) ou comportementales (décisions, stratégie, ...) ;

— **Évaluation** Cette phase permet de juger des performances de l'utilisateur en les comparant à un système de mesure (score, objectif, ...) ;

— **Ajustement** Cette phase, aussi appelée **phase d'adaptation**, permet de modifier la difficulté en fonction du résultat de l'évaluation. La difficulté peut être une simple valeur à modifier, comme par exemple le temps imparti [Ma and Bechkoum, 2008], l'emplacement d'une cible [Hocine et al., 2015] ou alors un ensemble de paramètres ayant une influence directement sur le jeu ou les ressources du joueur [Hunicke and Chapman, 2005; Pirovano et al., 2012; Sutoyo et al., 2015]. La phase d'adaptation peut se produire pendant la session de jeu (*intra*) ou bien en dehors de la session (*inter*).

Ce processus général peut ensuite être décliné sous différentes formes selon l'approche choisie pour chaque phase, notamment la phase d'ajustement. Nous avons identifié les méthodes par seuils, par apprentissage, prédictives/probabilistes et par scores .

2.3.3 Méthodes par seuils

Les méthodes par seuils constituent une première approche d'un système d'adaptation de la difficulté. Elles consistent à définir un seuil de performance de l'utilisateur comme

référence à partir duquel déclencher un ajustement, qui peut à son tour ajuster un ou plusieurs paramètres.

FIGURE 2.11 – Le système de Ma and Bechkoum [2008] entre les mains d'un utilisateur

Ma and Bechkoum [2008] (Figure 2.11) ont par exemple développé un système d'aide à la rééducation post-AVC basé sur une thérapie par le mouvement et un jeu sérieux. Ce système se décompose en quatre segments, auxquels s'ajoutent des briques fonctionnelles particulières : les **dispositifs d'entrée**, tels les gants de données, le clavier ou la souris ; le **moteur graphique**, comprenant les modèles 3D ; la **thérapie de mouvement**, avec pour composantes les tâches fonctionnelles et les jeux sérieux, auxquelles s'attachent l'adaptation dynamique, les profils patients et l'analyse des résultats ; et enfin le **segment d'affichage** : rétroactions visuelles, audios et haptiques. Ma and Bechkoum [2008] ont développé trois jeux sérieux utilisant les mouvements du membre supérieur comme contrôles. La configuration initiale du jeu est réalisée par rapport au profil patient : un temps plus important est accordé pour les déficiences motrices plus prononcées. Ces réglages sont modifiés dynamiquement pendant le jeu, pour s'adapter aux performances du patient. Trois niveaux de difficulté préétablis permutent en fonction de la réussite ou de l'échec du patient. Dans un même niveau de difficulté, certains éléments tel que le temps imparti à la réalisation de la tâche peuvent également varier. D'autres éléments comme le score, le niveau et la vitesse adaptée apparaissent à l'écran en tant que rétroactions visuelles, tandis que d'autres éléments telles que les données de performance ne s'affichent qu'en fin de partie. Ces données finales seront ensuite utilisées comme données de configuration pour la partie suivante.

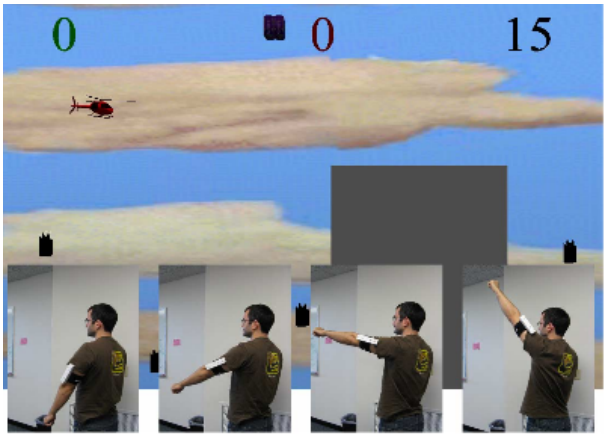


FIGURE 2.12 – Le système d'Alankus et al. [2010]

Alankus et al. [2010] (Figure 2.12) présentent une méthode de conception de jeux de rééducation à domicile. L'aspect adaptatif réside dans l'établissement de modèles de joueurs, notamment en mesurant l'amplitude maximale des mouvements, où pour chaque patient correspond un modèle. Ensuite, ce sont les thérapeutes qui définissent la difficulté en créant des profils de difficulté personnalisés à chaque patient, et éventuellement en visant certains objectifs précis (précision, amplitude de mouvement, etc.). Dans ce système, la difficulté est adaptée de manière dynamique pour certains jeux, avec des seuils de déclenchement en fonction des succès et échecs du patient.

Pour adapter la difficulté dans un jeu de plateforme, Li et al. [2014] utilisent un seuil sous la forme de jauges comptabilisant les succès et les échecs, avec de la génération procédurale contrainte. Le système d'adaptation se déclenche lorsque l'utilisateur a passé 15 obstacles (augmentation de la difficulté puis ajustement des paramètres) ou subit 3 échecs dans le même niveau (diminution de la difficulté). Les obstacles (couteaux, bombes, tirs laser) sont introduits sur une ligne horizontale, de manière aléatoire contrainte (impossibilité d'avoir deux obstacles identiques qui se suivent). L'intervalle entre obstacles diminue pour augmenter la difficulté, car l'espace alloué à l'utilisateur pour passer ces obstacles est réduit. Des bonus sont introduits après avoir passé les 30 premiers obstacles : ils augmentent le score du joueur, ou lui permettent de continuer le jeu en cas de défaite. La difficulté est calculée comme une fonction de la vitesse de chute des obstacles, de l'intervalle de temps entre deux obstacles tombants et de la proportion des dix plus difficiles combinaisons parmi toutes les combinaisons apparues. L'étude préliminaire a montré que ce système peut s'adapter à des joueurs de niveaux très différents (de débutant à expert), et proposer dans tous les cas un défi correspondant à leurs performances.

2.3.4 Méthodes par apprentissage

Les méthodes par apprentissage consistent à définir un modèle sur lequel le système va s'entraîner en amont, afin de reconnaître les situations nécessitant une adaptation. Elles requièrent un grand volume de données pour bâtir des modèles d'entraînement robustes et viables. Ces données peuvent être extraites d'une base d'utilisateur générale, sans personnalisation dans la collecte d'information. Elles peuvent à l'inverse résulter d'une calibration individuelle, apportant ainsi une notion de personnalisation au modèle. Deux

études nous semblent particulièrement intéressantes.

Le système proposé par Jennings-Teats et al. [2010] concerne les jeux de plateforme. Il consiste à générer un niveau de jeu par combinaison de segments élémentaires, eux-mêmes constitués de composants (trous, ennemis, pièces à collecter, etc.) Le système exploite un modèle de difficulté qui indique ce qui fait un niveau facile ou difficile, et un modèle dynamique de la performance du joueur qui montre s'il a besoin d'aide ou de challenges supplémentaires. Pour le modèle de difficulté, des données du comportement du joueur ont été collectée lors de courtes phases de jeu dont le niveau est noté de 1 à 6 par le joueur. Les segments de niveau sont générés par un algorithme basé sur le rythme des actions (telles que courir, sauter, ou attendre). Ces données sont alors utilisées comme attributs lors d'une classification *Support Vector Machine* (SVM), de même que d'autres attributs tels que le nombre d'apparition de chaque composant de niveau, ou encore leurs dimensions. Le modèle dynamique de la performance exploite encore d'autres éléments, comme le temps passé à reculer ou attendre, le temps total de complétion du segment, le nombre de pièces collectées et l'issue de la tentative. L'adaptation consiste à sélectionner à chaque fin de segment le prochain segment, en fonction de la performance courante du joueur. Ce comportement s'applique aussi si le joueur perd, et dans ce cas la difficulté est réduite par la sélection de segments plus faciles.

FIGURE 2.13 – Le système d'Hocine et al. [2015]

La technique proposée par Hocine et al. [2015] (Figure 2.13) se veut plus personnalisée, et se base sur des profils uniques d'utilisateurs, tels que l'on peut en rencontrer en rééducation post-AVC. Le jeu ressemble à un jeu de plateforme, et consiste en une tâche de pointage dans le plan horizontal avec une souris. Pendant une session, l'utilisateur parcourt des niveaux générés pendant la session, dans lesquels il doit ramasser des outils pour battre des adversaires ou des pièces pour augmenter son score. Le processus d'adaptation se découpe en quatre phases. Une calibration en amplitude est d'abord effectuée afin de construire le profil de l'utilisateur, basé sur la prédiction de ses capacités à court terme et de sa condition physique quotidienne. Avant la session de jeu, un module d'entraînement sélectionne une liste de tâches de pointage dont la difficulté est adaptée à ce profil, parmi un grand ensemble de tâches prégénérées pour chaque niveau de difficulté possible. Cette difficulté est liée à l'emplacement des objets dans la zone de travail. La sélection

est réalisée via une recherche arborescente Monte Carlo (MCTS). Le thérapeute possède également des moyens de contrôler la session : il peut sélectionner le jeu, le nombre de cibles pour chaque niveau et mettre à jour la zone de travail de l'utilisateur. Le module de génération procédurale utilise alors cette liste pour créer un niveau de jeu. Lorsque le niveau est parcouru, les performances de l'utilisateur sont en permanence mises à jour dans son profil, afin de regénérer des tâches, puis des niveaux qui soient en adéquation avec son expertise du jeu thérapeutique.

2.3.5 Méthodes prédictives et probabilistes

Les méthodes prédictives et probabilistes sont deux types de méthodes différentes, qui possèdent des points communs dans leur approche du calcul. Les méthodes prédictives annoncent en avance la performance de l'utilisateur, en se basant par exemple sur ses performances passées [Nirme et al., 2011]. Les méthodes probabilistes quant à elles quantifient les chances de chaque issue de se produire. Plusieurs procédés existent, parmi lesquels le système *Hamlet* [Hunicke and Chapman, 2005], qui observe plusieurs variables du jeu pour estimer les chances de réussite ou d'échec de l'utilisateur. Pirovano et al. [2012] (Figure 2.14) comparent une méthode par seuil classique avec une méthode probabiliste basée sur la Quête Bayesienne, qui vise à inférer la probabilité d'un événement en fonction de celles d'événements passés. Les méthodes prédictives et probabilistes utilisent donc l'incertitude du résultat comme moteur de leurs approches. Elles prennent appui sur l'étude des performances passées ou directement de la performance courante de l'utilisateur. Ces méthodes demandent des calculs plus poussés que les méthodes par seuils, sans toutefois exiger des volumes de données importants tels que ceux des méthodes par apprentissage.

Nirme et al. [2011] proposent le système RGS (*Rehabilitation Gaming System*) constitué d'un dispotif de suivi du bras, du coude et des doigts, et d'une tâche de toucher de sphères mobiles sur un écran. Les paramètres de difficulté sont la vitesse des sphères, l'écart par rapport au centre, leur taille et le temps d'apparition. La performance est le pourcentage de sphères touchées sur chaque côté. L'objectif du système d'adaptation est de trouver des paramètres pour lesquels la performance du joueur sera proche d'une performance cible. Deux algorithmes de recherche sont comparés. Le premier réalise une recherche locale dans un espace de recherche défini par les limites de définition des paramètres de difficulté, à l'aide d'un algorithme de marche aléatoire, adapté pour éviter les extrema locaux. Le second effectue une recherche prédictive, à l'aide d'une fonction de prédiction des performances du joueur. Elle s'appuie notamment sur un profil utilisateur défini au préalable, qui est utilisé pour générer aléatoirement de nouveaux paramètres dans le sous-espace où le modèle prédit une performance proche de la performance cible. Lorsque la performance prédite est trop éloignée de la performance cible, les nouveaux paramètres sont choisis d'une manière similaire à la recherche aléatoire.

Parmi les méthodes probabilistes, le système *Hamlet* [Hunicke and Chapman, 2005], est considéré comme le premier système de difficulté adaptative dynamique. Il a été conçu au départ pour les jeux de type *First Person Shooter* (FPS) comme Half-Life (Valve). En se basant sur de nombreux paramètres observés pendant le jeu, tels que la position dans le niveau, l'avancement global, les variations de points de vie ou d'inventaire, *Hamlet* essaie d'inférer la probabilité d'échec de l'utilisateur lors de la prochaine action, et

ainsi entreprendre des actions préventives pour que la situation ne se produise pas. Deux types d'ajustement sont possibles. Les actions réactives vont ajuster immédiatement des éléments déjà présents dans le jeu (ex. précision ou force des ennemis). Les actions proactives impactent des éléments qui ne sont pas encore instanciés (ex. ordre et fréquence d'apparition des ennemis). Deux stratégies d'ajustement s'ajoutent à cela. La stratégie de la zone de confort garde les utilisateurs actifs et alertes, sans toutefois les forcer au challenge. *Hamlet* interviendra fréquemment, quoique laissant la place à des erreurs. La stratégie de la zone de malaise est conçue pour des utilisateurs plus expérimentés aimant être en permanence sur le point d'échouer. Les aides fournies par *Hamlet* seront rares et précieuses. *Hamlet* a prouvé être fiable, souple et riche, et est aujourd'hui considéré comme fondateur dans le domaine de la difficulté adaptative dynamique. Il a inspiré de nombreux systèmes, de par son approche probabiliste, ou par son traitement individualisé des ressources allouées au joueur.

FIGURE 2.14 – Le système de Pirovano et al. [2012]

Pirovano et al. [2012] (Figure 2.14) utilisent dans le système IGER (*Intelligent Game Engine for Rehabilitation*) une méthode adaptative dérivée de l'inférence bayésienne. A partir d'une performance cible et d'un vecteur de n paramètres d'adaptation, l'objectif est de trouver le vecteur contenant les n paramètres adaptés pour lesquels la performance cible est atteinte. A chaque essai, la probabilité d'obtenir un succès ou un échec est quantifiée, en se basant sur l'historique des issues des précédents essais. Après chaque essai, une modification des paramètres est effectuée pour que la performance cible ait une probabilité maximale d'être atteinte lors du prochain essai.

2.3.6 Méthodes par scores

Les méthodes par scores consistent à définir puis calculer des scores, à partir de différents éléments, comme par exemple la performance du joueur ou les entités liées au *gameplay*. L'adaptation prend alors place en tenant compte des scores de ces éléments, de manière individuelle ou collective. Ces méthodes permettent d'établir des systèmes fins et complexes, capables d'affiner la difficulté à des niveaux très bas. Ils nécessitent cependant de nombreux éléments, tels que des variables et des coefficients, qui impactent directement le *gameplay* et les performances de l'utilisateur. Ces éléments sont indispensables pour mettre en place une telle méthode, et demandent donc que l'application soit déjà suffisamment complexe.

Fernandez B et al. [2017] proposent de combiner trois composants : un système de difficulté adaptative dynamique, une interface cérébrale qui communique les données électroencéphalographie (EEG) du joueur au système d'adaptation de la difficulté, et la théorie des groupes de rythmes (*Rhythm-group Theory*) pour la génération de niveaux. Les paramètres (pondérés) d'entrée de l'adaptation sont une mesure de l'attention et une de performance du joueur (nombre de morts ou de coups reçus, et temps de jeu). Les niveaux contiennent plusieurs types d'éléments rythmiques (saut court, courir, saut long, ...). Des scores de performance et d'attention sont calculés pour chaque type d'élément. Le système générera plus d'éléments lorsque l'utilisateur a tendance à réussir et moins s'il rate. La difficulté du niveau suivant est calculée d'après la difficulté précédente et de la variation du score global de l'utilisateur.

Dans le contexte d'un jeu de type *Tower Defense*, Sutoyo et al. [2015] proposent un système relativement complexe. Il est basé d'une part sur la performance du joueur, au travers de trois conditions (nombre de vies restantes, niveau de santé des ennemis, points de compétence). Il applique ensuite des coefficients multiplicateurs positifs ou négatifs (statut, apparition, or et points de difficulté globale) à plusieurs variables du jeu (puissance des ennemis, apparition des ennemis, et or reçu à la fin d'un niveau) afin d'en modifier la difficulté. Pendant chaque vague (niveau) puis à la fin de chacune, les trois conditions sont évaluées, et des règles appliquent les nouveaux coefficients et variables de la vague suivante. En plus de ce système, des règles d'équilibrage ont été ajoutées.

2.3.7 Bilan

Auteurs	Calibration	Contexte	Méthode
Hunicke et Chapman	Non	JV en général	Probabiliste
Ma et Bechkoum	Oui	Rééducation post-AVC membre supérieur	Seuils
Alankus et al.	Oui	Rééducation post-AVC membre supérieur	Seuils
Jennings-Teats et al.	Oui	JV de type plateforme	Apprentissage
Nirme et al.	Oui	Rééducation post-AVC membre supérieur	Prédictive
Pirovano et al.	Oui	Rééducation en général	Probabiliste
Hristova	Non	JV de type FPS	Seuils
Li et al.	Non	JV de type plateforme	Seuils
Hocine et al.	Oui	Rééducation post-AVC membre supérieur	Apprentissage
Sutoyo et al.	Non	JV de type tower defense	Scores
Mikami et al.	Oui	JV en général	Scores

Table 2.1 – Récapitulatif des travaux sur la difficulté adaptative dynamique

Comme nous venons de le voir, il existe un certain nombre de travaux et différentes méthodes pour intégrer un système d'adaptation de la difficulté dans les jeux, ou dans les tâches de rééducation. Le tableau 2.1 récapitule onze de ces travaux. Parmi ceux-ci, quatre ont pour contexte la rééducation motrice post-AVC du membre supérieur. Toutes ces adaptations se déroulent pendant la phase de jeu ou de rééducation, alors que l'utilisateur se sert du système. Contrairement à ce que nous pensions au début de notre recherche, nous n'avons pas trouvé de système se contentant d'une adaptation qui s'effectue entre les phases de jeu ou de rééducation, lorsque l'utilisateur n'est pas en train d'effectuer ses tâches. Si l'on observe la phase de calibration, sa présence est variable selon le système ou la méthode d'adaptation. Nous notons cependant que lorsqu'il s'agit

d'un contexte de rééducation, qu'elle soit générale ou ciblée, la phase de calibration est systématiquement présente. Les équipes n'ayant pas mis en place une phase de calibration se trouve par ailleurs dans des contextes plus généraux d'application, pour lesquels il est moins important d'être précis dès le lancement du système.

Les méthodes mises en place dans ces travaux semblent fonctionner dans les jeux considérés. Cependant, ils ne semblent pas complètement convenir à notre situation. Certaines sont trop simples, telle que les méthodes par seuils employées par exemple par Ma and Bechkoum [2008] ou Alankus et al. [2010]. Notre jeu thérapeutique faisant travailler plusieurs caractéristiques du patient, il est nécessaire de pouvoir ajuster tous les aspects travaillés. D'autres méthodes sont trop complexes, telles que celles par scores de Sutoyo et al. [2015] et Fernandez B et al. [2017]. Les données et formules utilisées suggèrent une richesse d'entités et d'objets dans l'environnement virtuel que nous n'avons pas encore et notre jeu thérapeutique, faisant travailler plusieurs caractéristiques du patients, nécessite de pouvoir ajuster tous les paramètres. Enfin, les méthodes par apprentissage telles que celle de Jennings-Teats et al. [2010] demandent beaucoup plus d'informations et de données que nous ne pourrons en générer, notamment par le fait que la population de notre projet est très hétérogène. Chaque patient possède une combinaison d'incapacités qui lui est propre et un état de santé qui peut varier drastiquement d'un jour à l'autre (fatigue, douleurs, ...).

Il est donc essentiel de créer un modèle approprié, prenant appui sur cette étude tout en mettant le patient et sa rééducation en son centre. L'objectif est de créer un modèle d'adaptation de la difficulté prenant en compte les capacités du patient, chaque jour, et de proposer des tâches adéquates en tous temps et toutes situations.

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un état de l'art des dispositifs de rééducation motrice du membre supérieur post-AVC utilisant la réalité virtuelle, la notion de difficulté ainsi que différentes méthodes pour l'adapter.

Les dispositifs de réalité virtuelle pour la rééducation motrice se basent sur des principes fondamentaux de l'apprentissage moteur tels que la répétition de mouvement, l'intensité, l'orientation sur une tâche, les rétroactions et les environnements enrichis. Ils utilisent des méthodes comme le *coaching* ou le jeu thérapeutique afin de délivrer les exercices de rééducation. L'efficacité de ces dispositifs est encore très discutée dans la littérature avec l'absence de preuve solide et c'est pour cela qu'ils ne sont pas recommandés par les organismes de santé [Laver et al., 2018]. Néanmoins, ces mêmes organismes encouragent à poursuivre les recherches car la RV semble avoir des effets bénéfiques. Plus particulièrement, un consensus émerge sur le fait que la RV est bénéfique pour améliorer les fonctions du membre supérieur et les AVQs quand elle est utilisée en adjonction des soins courants [Maier et al., 2019]. De plus, il est important d'identifier les aspects de la RV qui fonctionnent le mieux en fonction des patients afin de mieux comprendre le processus de récupération motrice et d'en maximiser les résultats [Holden, 2005; Henderson et al., 2007; Crosbie et al., 2008].

Enfin, la difficulté est une notion capitale pour maintenir la motivation des patients ainsi

que l'intensité de la rééducation [Gorsic et al., 2017]. En effet, si le patient ne produit pas suffisamment d'effort pendant un exercice, celui-ci n'aura pas d'effet thérapeutique significatif. Cependant, si l'on propose un exercice trop difficile à un patient, celui-ci peut se démotiver, et avec le temps, quitter son programme de rééducation. S'il existe de multiples méthodes pour adapter la difficulté comme celles basées sur l'apprentissage, les scores ou la prédiction, celles-ci sont pour la plupart difficilement généralisables ou applicables dans le cadre de la rééducation post-AVC car la population est particulièrement hétérogène.

Bilan

L'AVC est un problème majeur de santé public, tant en matière de nombre de victimes, de coût, et de conséquences personnelles. Les patients victimes d'AVC sont confrontés à de nombreux troubles : cognitifs comme l'héminégligence et l'aphasie, ainsi que moteurs comme l'hémiparésie, la spasticité et les tremblements. Ces séquelles entravent le patient dans son autonomie et indépendance au quotidien.

Il est nécessaire de faire de la rééducation au plus tôt et le plus longtemps possible pour espérer recouvrir son autonomie et indépendance. Il est aujourd'hui avéré qu'il est possible de récupérer des capacités même en condition chronique (plus de 6 mois post-AVC) [Rand, 2016]. Pour cela, il est nécessaire de pratiquer une rééducation intensive, répétitive et orientée-tâche. Cependant, plus particulièrement dans le cadre du retour à domicile, les recommandations d'auto-rééducation ne sont pas atteintes. Cela est principalement du à un manque d'adhésion thérapeutique. Celui-ci est la raison primaire derrière les bénéfices suboptimaux des thérapies [Rybacki, 2002; Dunbar-Jacob et al., 2000]. Les organismes de santé estiment que trouver une solution à ce problème d'adhésion serait plus bénéfique que toute autre découverte biomédicale [Haynes et al., 2002; Sabaté, 2003]. Ce manque d'adhésion semble être lié au fait qu'il n'existe aujourd'hui que très peu d'outils pour faciliter l'auto-rééducation à domicile. Les solutions actuellement disponibles tels que le livret d'auto-rééducation demandent une volonté très élevée, ce qui est rare chez les patients post-AVC compte tenu de leur condition psycho-sociale (anxiété, dépression, ...) [Winstein et al., 2016]. Parmi les solutions existantes, la réalité virtuelle et le jeu thérapeutique semblent être une alternative intéressante. Cependant, ces solutions sont encore récentes, et leur efficacité n'est pas encore totalement prouvée [Laver et al., 2018] même si de plus en plus d'études vont dans ce sens [Maier et al., 2019]. De plus, pour qu'elles puisse être déployées, il est nécessaire que ces solutions s'adaptent aux patients [Levin et al., 2015; Weiss et al., 2014].

La seconde partie est consacrée à la présentation et l'évaluation d'une solution à ce problème d'adhésion thérapeutique. Celle-ci se base sur la théorie du *flow* [Csikszentmihalyi and Rathunde, 1993] qui montre que l'adaptation de la difficulté est essentielle pour susciter la motivation des patients, elle-même nécessaire à l'adhésion. Cette solution conçue dans le cadre d'une méthodologie centrée-utilisateur avec la clinique Les Trois Soleils, est évaluée selon un protocole expérimental qui vise à étudier l'utilisabilité, la gestion de la difficulté des exercices et la motivation des patients.

Deuxième partie

Contribution

Chapitre 3

Système de rééducation motrice post-AVC

3.1 Introduction

L'analyse de la littérature révèle qu'il existe de multiples dispositifs basés sur la réalité virtuelle pour la rééducation motrice post-AVC. Plusieurs de ces solutions adaptent la difficulté des exercices en fonction des capacités motrices des patients. Cependant, la mesure de cette difficulté est difficilement généralisable. La mise en place de cette gestion de la difficulté est un élément nécessaire à l'utilisabilité du dispositif et la motivation des patients. Il est donc important de proposer une méthode permettant de l'implémenter de manière générique et simplifiée dans les multiples exercices proposés par ces dispositifs.

Dans ce chapitre, nous présentons notre système conçu selon une méthode centrée-utilisateur en collaboration avec les patients, ergothérapeutes, neuropsychologues et le service recherche de la clinique Les Trois Soleils. Notre système est basé sur un Leap Motion©[1] placé au-dessus d'une table (pour permettre au patient d'avoir l'avant-bras en appui et ainsi limiter les efforts pour lutter contre la pesanteur du bras) qui permet d'interagir avec des environnements virtuels 3D affichés sur un écran. Deux types d'exercices ont été proposés aux patients dans l'objectif de récupérer de la motricité. Le premier concerne une tâche de pointage qui permet de faire travailler la flexion-extension du coude ainsi que l'épaule. Le second concerne une tâche de pronation-supination du poignet. Ensuite, nous présentons notre système de gestion de la difficulté de la tâche basé sur les aptitudes motrices des patients. Ce modèle a pour objectif d'être générique, découplé des activités proposées et donc de pouvoir adapter la difficulté de multiples exercices.

1. caméra stéréo infrarouge grand public spécialisée dans la détection de main

3.2 Framework

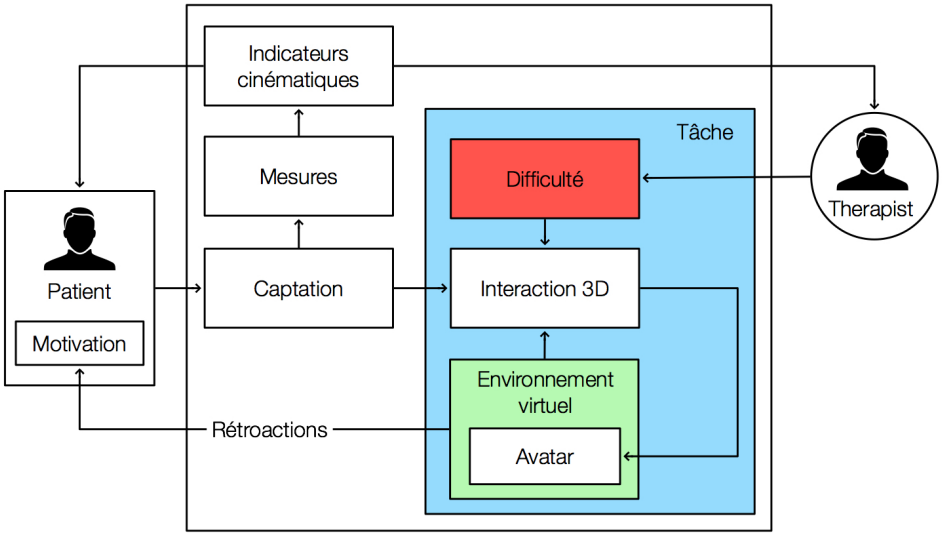


FIGURE 3.1 – Architectures des dispositifs de réalité virtuelle pour la rééducation motrice post-AVC

La figure 3.1 représente l'architecture classiquement utilisée dans les dispositifs de réalité virtuelle pour la rééducation motrice post-AVC. Toutes les composantes vues lors de l'état de l'art y sont représentées. On retrouve :

— Le patient en tant qu'utilisateur principal et le thérapeute en tant qu'utilisateur secondaire ;

— La captation généralement partielle du corps du patient via des interfaces ;

— La réalisation d'une tâche dans un environnement virtuel à travers l'interaction 3D de l'avatar de l'utilisateur ;

— La gestion de la difficulté de la tâche ;

— La mesure du mouvement et de la performance de l'utilisateur ;

— Les rétroactions et indicateurs cinématiques du mouvement.

Patient Le patient doit pouvoir pratiquer son protocole thérapeutique sous la forme de multiples exercices qui font travailler certains mouvements comme l'abduction et flexion actives de l'épaule, la flexion-extension du coude, la pronation-supination du poignet, etc. Il doit aussi pouvoir consulter sa progression afin d'améliorer le processus d'apprentissage moteur ainsi que sa motivation.

Thérapeute Le thérapeute doit pouvoir mettre en place le protocole thérapeutique du patient en listant les exercices à pratiquer ainsi que la quantité d'exécution de ces exercices. De plus, il doit pouvoir suivre dans le détail les résultats du patient ainsi que les indicateurs cinématiques qui permettent de quantifier la progression des capacités motrices du patient.

Tâche Les tâches correspondent aux exercices que le patient doit pratiquer pour améliorer ses capacités motrices. Les tâches peuvent être concentrées sur une fonction (comme le pointage, la saisie, le dépôt ou la manipulation d'objets, ...) ou sur certains mouvements (comme l'abduction active de l'épaule, la pronation-supination du poignet, ...). Cependant, pour favoriser l'apprentissage moteur, l'objectif doit toujours être représenté par une tâche à accomplir et non uniquement par un mouvement.

Interaction Il y a plusieurs conditions dans lesquelles une tâche peut être exécutée. En l'occurrence, concernant les exercices de rééducation du membre supérieur, ils peuvent être effectués soit uniquement avec le membre parétique (unimanuel), soit avec l'assistance du membre sain (bimanuel), en simultané avec celui-ci (bimanuel symétrique) ou en complément (bimanuel asymétrique). A ce jour, il est impossible de conclure de la supériorité de l'efficacité d'une méthode par rapport à une autre. Selon Lum et al. [2004], le mode bilatéral nécessiterait moins d'efforts que le mode unilatéral et par conséquent, moins d'implications donc de moins bons gains. Cependant, le mode bilatéral réduirait principalement les synergies anormales [2].

Interfaces Les interfaces ont pour objectif de lier le mouvement réel de l'utilisateur à un mouvement virtuel de son avatar. Celles-ci possèdent de multiples caractéristiques comme leur coût, invasivité, degré d'immersion, précision, robustesse, facilité d'installation, etc. Le but est de trouver un équilibre entre toutes ces caractéristiques dans l'intérêt du patient. Comme présenté dans le chapitre 2, les interfaces non-invasives, notamment les caméras, sont de plus en plus utilisées. Elles permettent d'utiliser directement le dispositif et ne nécessitent généralement pas des capacités de préhension (contrairement aux manettes).

Environnement virtuel L'environnement virtuel doit être facilement compréhensible et sans ambiguïté. En effet, c'est dans celui-ci que l'avatar va évoluer afin d'accomplir la tâche demandée par l'exercice thérapeutique. Il doit susciter de la motivation chez les patients, que ce soit à travers la curiosité ou l'aspect artistique. Dans l'idéal, il doit pouvoir être personnalisé pour convenir à tous.

Avatar L'avatar correspond à la représentation virtuelle de l'utilisateur dans l'environnement virtuel. Les interfaces permettent de contrôler celui-ci plus ou moins directement. De la même manière que l'environnement virtuel, celui-ci peut être personnalisable pour refléter la personnalité de l'utilisateur et ainsi améliorer sa motivation. De plus, sa représentation (image réelle, personnage 3D, bras/mains virtuelles ou représentation abstraite) pourrait avoir un impact sur l'apprentissage moteur. Cependant, la supériorité d'une représentation n'est pas encore prouvée.

Rétroactions et indicateurs cinématiques Les rétroactions doivent apporter de l'information directe sur le mouvement afin d'améliorer l'apprentissage moteur. Ces informations peuvent être de différentes natures (résultats ou performances), types (visuel,

2. Comme l'hypermétrie qui fait dépasser le but à atteindre, l'asynergie qui correspond à des difficultés d'association et de synchronisation des mouvements ou des tremblements.

auditif, sensoriel) et fréquence (résumé ou estompé). L'objectif est de permettre au patient de mieux comprendre comment améliorer son mouvement, que ce soit en temps réel ou en fin d'exercice. Les indicateurs cinématiques permettent de mieux visualiser les caractéristiques du mouvement telles que l'amplitude, la vitesse et la précision.

Difficulté La difficulté doit être adaptée afin de délivrer au patient une expérience motivante. En effet, l'exercice ne doit pas être trop difficile pour ne pas susciter d'abandon du patient. De plus, il ne doit pas non plus être trop facile pour éviter l'ennui et aussi maintenir l'intérêt thérapeutique. Comme il y a une lutte constante entre assistance et effort, il est nécessaire de maintenir un équilibre pour conserver l'aspect thérapeutique avec la motivation.

3.3 Méthode de conception

La méthodologie de conception suivie est centrée-utilisateur [Abras et al., 2004]. Celle-ci est itérative, ce qui permet d'avoir en permanence une version fonctionnelle qui va être affinée avec le temps. Les problèmes sont détectés plus tôt et peuvent ainsi être traités au bon moment. Les plus complexes sont traités dès le début pour éviter de se diriger vers une impasse. Ce procédé est issu des méthodologies agiles. L'agilité est « la capacité à favoriser le changement et à y répondre en vue de s'adapter au mieux à un environnement turbulent. Finalement, l'agilité permet d'embrasser le changement plutôt que de lui résister. ». Une méthode agile est « une approche itérative et incrémentale pour le développement du logiciel, réalisé de manière collaborative par des équipes responsabilisées, appliquant un cérémonial minimal, qui produisent des logiciels de grande qualité dans un délai contraint répondant aux besoins changeants des utilisateurs. » [Ambler, 2002].

La conception se déroule au sein d'une équipe pluridisciplinaire comportant des ergothérapeutes, neuropsychologues et neurologues de la Clinique Les Trois Soleils, des concepteurs de jeux vidéos, ingénieurs pédagogiques et ingénieurs en réalité virtuelle de l'entreprise Interaction Healthcare ainsi que des chercheurs en réalité virtuelle du laboratoire IBISC. L'ensemble des diverses expertises réunies permet de concevoir une solution plus complète en approchant le problème avec de multiples points de vue.

Chaque cycle (itération) est relativement court et composé :

- d'une phase d'analyse de l'activité et de formalisation des besoins grâce à une participation active des utilisateurs finaux (thérapeutes et patients) ;
- d'une phase de spécification basée sur l'analyse précédente qui permet de déterminer les objectifs du cycle ;
- d'une phase de réalisation pour remplir les spécifications préalablement définie ;
- d'une phase d'évaluation, soit informelle pour valider les fonctionnalités mises en place directement avec les utilisateurs, soit formelle sous forme de tests préliminaires pour affiner un choix de conception, ou de protocole objectif (mesures) et subjectif (questionnaires) pour valider scientifiquement une solution ;
- si les exigences ne sont pas atteintes à l'issue de la phase d'évaluation, le cycle recommence et la phase d'analyse est aussi utilisée pour identifier et comprendre les problèmes à l'origine de l'échec de l'itération.

3.4 Système

Notre système se compose :

— D'un dispositif qui permet au patient de pratiquer les jeux thérapeutiques prescrits dans son protocole et suivre sa progression.

— D'une plateforme patient-thérapeute qui permet aux thérapeutes de suivre les progrès des patients et de définir et ajuster leur protocole thérapeutique.

3.4.1 Choix du matériel

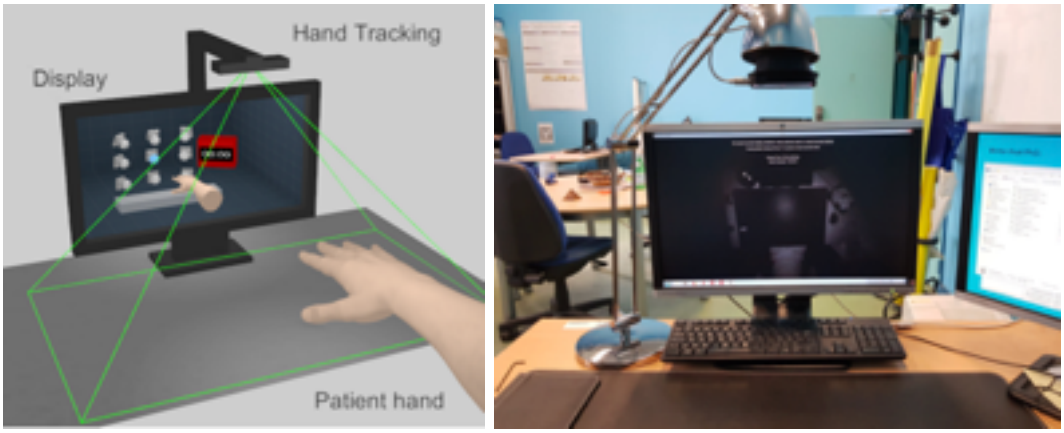


FIGURE 3.2 – Dispositif

Parmi les différentes technologies disponibles (Kinect©, Gants de données, *Wiimotes*), nous avons sélectionné le Leap Motion©. Celui-ci est peu coûteux (environ 80€ en 2019), non invasif et permet de capter les mains de l'utilisateur dans l'espace. Comme les objectifs demandés sont orientés sur une tâche, la main est l'effecteur privilégié et il n'est donc pas nécessaire de capter le bras dans son entièreté. De plus, la qualité du mouvement global peut se déduire à partir de la trajectoire de la main et de divers indicateurs comme la fluidité et la précision.

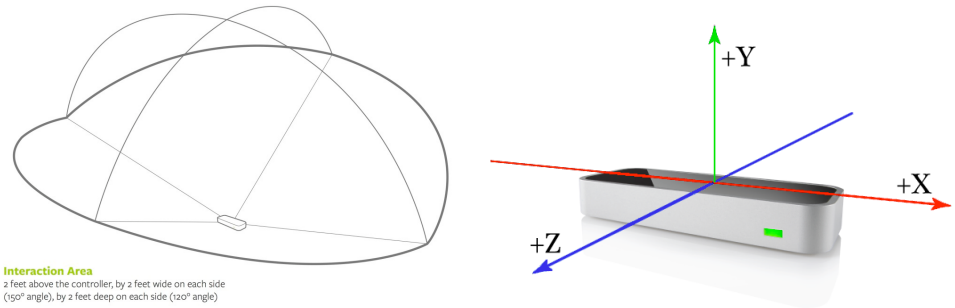


FIGURE 3.3 – À gauche, vue de l'espace de captation du Leap Motion©, à droite, le repère en 3 dimensions (main droite) dans lequel les données sont exprimées extrait respectivement du blog[a] et des archives développeurs[b] de Leap Motion©

[a] blog.leapmotion.com/hardware-to-software-how-does-the-leap-motion-controller-work/

[b] developer-archive.leapmotion.com/documentation/csharp/devguide/Leap_Overview.html

Le Leap Motion© est un petit appareil composé de deux caméras infrarouges avec des lentilles grand angle (type fish-eye) ainsi que 3 diodes infrarouges (d'une longueur d'onde de 850 nanomètres, en dehors du spectre visible). Toutes les données qui seront extraites seront dans des coordonnées main droite (voir fig 3.3) dont l'origine est le centre du Leap Motion©. L'espace d'interaction correspond à une pyramide inversée de $23cm^3$. Il peut détecter des mains jusqu'à $80cm$ de distance.

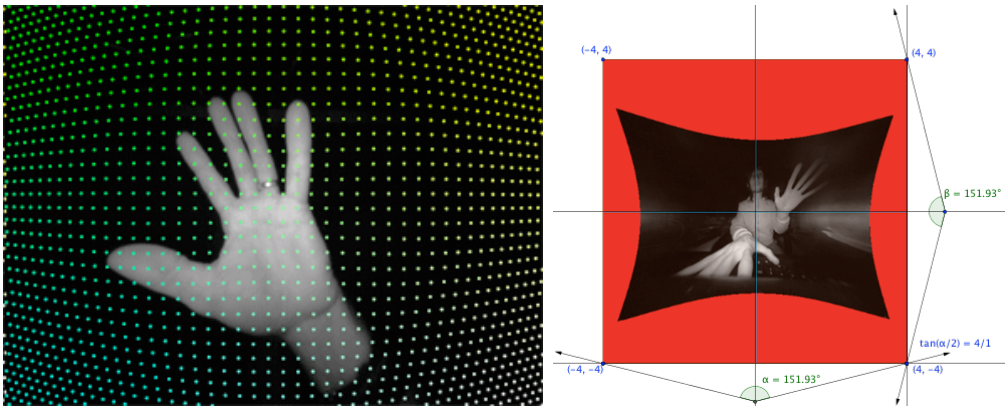


FIGURE 3.4 – À gauche, une image capturée par une caméra infrarouge du Leap Motion© dont la distorsion est apparente via la grille de points, à droite, une image dont la distorsion a été corrigée extrait des archives développeurs[a] de Leap Motion©

[a] developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/csharp/devguide/Leap_Images.html

Les images capturées par le Leap Motion© possèdent une forte distorsion des perspectives (voir fig 3.4) qui peut être corrigée avec une carte de calibration (*calibration map*) fournie par l'interface de programmation (*API*).

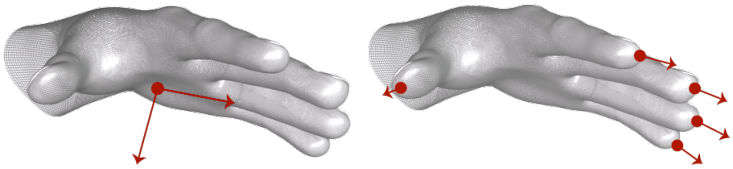


FIGURE 3.5 – Images illustrant différents éléments de la main suivie par le Leap Motion© (position et orientation de la paume ainsi que la position et orientation de l'extrémité des doigts) extrait des archives développeurs[a] de Leap Motion©

[a] developer-archive.leapmotion.com/documentation/csharp/devguide/Leap_Overview.html

De plus, 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 (voir fig 3.5). Notamment, la position et l'orientation de la paume, des différentes articulations entre les phalanges et l'extrémité des doigts.

Même si le Leap Motion© n'est pas considéré comme très précis [Tung et al., 2015; Placidi et al., 2018] (erreur de distance, interpolations des doigts, interprétations des mains incorrectes), cette précision n'est pas nécessaire pour permettre la pratique d'exercices de rééducation. Elle serait néanmoins éventuellement nécessaire dans le cadre d'évaluations rigoureuses des capacités du patient. Dans le cadre d'exercices, il suffit que la captation

du mouvement soit suffisamment robuste (peu de perte de tracking) et cohérente (peu de mauvaises interprétations) pour être utilisable et ne pas déclencher de frustration chez l'utilisateur (liée au sentiment de ne pas vraiment contrôler le dispositif). Le Leap Motion© semble être une technologie viable pour cet usage [Khademi et al., 2014; Iosa et al., 2015; Sourial et al., 2016; Wang et al., 2017], cependant, il est nécessaire d'évaluer son utilisabilité actuelle, car si le matériel n'a pas changé depuis son apparition sur le marché, la partie logicielle qui permet d'analyser les images et d'en extraire des informations spatiales sur les mains a quant à elle, beaucoup évolué. Au commencement (2012-2013), le Leap Motion© avait pour vocation d'être posé sur une table et permettre une interaction directe avec un écran. Depuis 2014-2015, une version logicielle nommée Orion dédiée à l'utilisation du Leap Motion© couplé à un casque de réalité virtuelle est apparue.

FIGURE 3.6 – Support réalisé par impression 3D permettant de fixer le Leap Motion© à une lampe

Pour permettre aux patients ayant le moins de mobilité/force de pouvoir poser leur membre parétique sur la table afin de ne pas avoir à lutter contre la pesanteur, nous avons mis le Leap Motion© à l'envers au-dessus du bras du patient. Pour cela, nous utilisons comme trépied une lampe dans laquelle l'ampoule est remplacée par un support de fixation du Leap Motion©, réalisé par impression 3D (Figure 3.6). Du fait de son inversion, la qualité de captation du Leap Motion© se dégrade à cause des reflets infrarouges émis par la table. Il a donc été nécessaire de trouver une surface infra-absorbante pour obtenir des résultats satisfaisants. A l'origine, nous nous étions orientés vers une surface initialement utilisée pour des semelles orthopédiques à base de caoutchouc. Par la suite, compte tenu des frottements peu agréables de la peau sur cette surface légèrement rugueuse, nous avons opté pour le sous-main RISSLA d'Ikea. La matière principalement composée de caoutchouc est opaque et permet de limiter suffisamment les reflets infrarouges.

Comme nous souhaitons proposer une solution utilisable à domicile et bas-coût, nous n'utilisons pour l'instant aucune technologie immersive de visualisation (casque de réalité virtuelle). Nous utilisons simplement un écran standard pour le retour visuel. Nous réduisons donc le champ des possibles dans un premier temps, notamment les notions

relatives à l'incarnation (*embodiment*) qui pourrait éventuellement renforcer la réorganisation corticale. Cependant, ce choix est fait pour faciliter l'utilisabilité en autonomie du dispositif.

3.4.2 Conception logicielle

FIGURE 3.7 – Écrans d'introduction du logiciel

Au lancement du dispositif, des informations sont récoltées sur l'état du patient à travers des questions. Elles pourront permettre aux thérapeutes de mieux comprendre certains résultats qui pourraient paraître incohérents par rapport aux capacités du patient ou à ses précédents résultats. Par la suite, les réponses pourront permettre d'adapter les retours textuels/auditifs pour tenter de mieux correspondre aux besoins du patient.

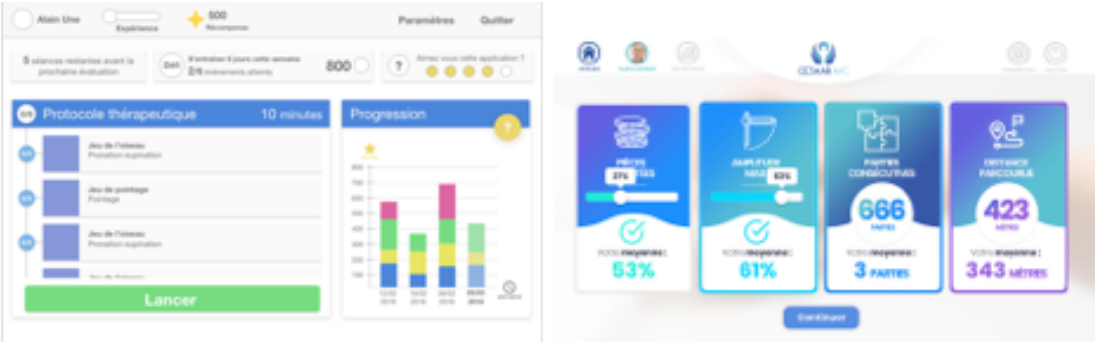


FIGURE 3.8 – Écran principal et de fin d'un exercice

Le patient peut à travers une interface simple lancer son protocole thérapeutique qui correspond à une suite de jeux thérapeutiques prescrits par son thérapeute. Chaque jeu thérapeutique correspond à un mouvement particulier pour une articulation précise (ex : pronation-supination du poignet) ou une combinaison de mouvements. Chaque exercice est dynamiquement construit et permet au patient de travailler diverses aptitudes de mouvement (amplitude, vitesse, fluidité, maintien, ...) déterminées par les ergothérapeutes à travers de multiples itérations de conception. Cette construction dynamique est basée sur

des règles liées aux aptitudes à travailler ainsi qu'une calibration des capacités du patient afin de lui proposer un exercice adapté. Chaque aptitude est évaluée pendant la session. À la fin de chaque jeu thérapeutique, le patient a accès à un récapitulatif de ses performances qui lui permet de suivre sa progression. Ce récapitulatif se compose d'indicateurs thérapeutiques comme la réussite de la consigne ainsi que la qualité du mouvement pour les aptitudes travaillées mais aussi d'indicateurs récréatifs/ludiques qui ont pour objectif de favoriser l'adhésion du patient. En fonction des résultats, le système adaptera la difficulté de la prochaine session afin de maintenir une intensité d'exercice suffisante mais aussi pour motiver le patient et lui permettre de rester engagé dans l'activité.

Afin de motiver le patient, nous optons pour un système de score s'inspirant du système des jeux Blizzard (comme « Overwatch »). La particularité de ce système est que le jeu calcule et propose aux joueurs les « hauts faits » selon son style de jeu. Le système est fait pour qu'une majorité d'actions « positives » soit montrées au joueur, au détriment de ses « mauvaises » actions. Ce procédé sert grandement à entretenir la motivation du joueur en lui montrant les actions bénéfiques de sa partie. Les scores peuvent être accompagnés d'une médaille de bronze, d'argent ou d'or selon la réussite de l'objectif. Les rétroactions finales sont séparées en 2 catégories :

— Les permanentes : ces rétroactions sont toujours présentes à la fin d'une partie et leur moyenne est globale ;

— Les temporaires : ces rétroactions ne s'affichent que si le joueur décroche une médaille. Si aucune médaille n'est disponible, seul le plus haut score dans ces catégories s'affiche. Ces scores sont accompagnés des moyennes des parties précédentes lors d'une session de jeu. Lorsque le joueur quitte l'application, les compteurs sont remis à zéro lors du lancement d'une nouvelle session.

Le patient peut aussi suivre sa progression simplement à travers un graphique qui montre la somme des scores des séances par semaine pour les 3 dernières semaines et celle en cours. L'objectif de cette visualisation est de rester très simple et directe, de mettre en avant le temps d'activité à travers la somme des scores et ainsi favoriser la rétention du patient. Pour les patients qui souhaitent obtenir des informations plus précises, ils peuvent accéder à des graphiques plus poussés et détaillés, leur permettant de mieux comprendre l'évolution de leurs performances et capacités.

De manière récurrente, il sera demandé au patient d'effectuer une évaluation de ses capacités motrices basée sur des exercices de référence. Cette évaluation permet aux thérapeutes de faire le lien avec les systèmes d'évaluations cliniques conventionnels (ex : Fugl-Meyer Assessment, ...) et permet ainsi de situer le patient sur une échelle comparable aux autres. Ce principe est présent actuellement car au-delà de devoir favoriser l'adhésion des patients, il faut aussi que le système soit utilisé par les thérapeutes. Par conséquent, il doit permettre de faire le lien entre les méthodes d'évaluations impliquées dans la rééducation pratiquée aujourd'hui en centre de rééducation. Il est possible d'imaginer qu'à plus long terme, ces évaluations normalisées disparaissent car le niveau de difficulté proposé au patient peut définir un point de repère qui permet de comparer sur une échelle standardisée les différents patients.

Au-delà des possibilités précédentes, plusieurs systèmes de ludification ont commencé à être prototypés comme un système de défis. Dans ce dernier, le patient doit régulièrement remplir des objectifs pour être récompensé, soit de monnaie virtuelle afin d'obtenir une récompense tangible dans l'application laissant au patient le choix de la dépenser comme

il le souhaite, soit de personnalisation pour permettre au patient d'adapter visuellement les divers jeux thérapeutiques et interfaces à ses goûts, etc.

3.4.3 Plateforme

L'application permet au thérapeute de suivre la progression des patients à travers des indicateurs reflétant les capacités du patient selon diverses aptitudes et en fonction de plusieurs mouvements. Ceux-ci sont issus des évaluations menées par le patient ainsi que de sa pratique de l'ensemble des jeux thérapeutiques. Le thérapeute pourra alors accéder à divers niveaux de précision d'information, de l'indicateur global sur une aptitude comme l'amplitude, à la trajectoire moyenne réalisée lors des diverses évaluations. L'application permet aussi au thérapeute d'ajuster le protocole thérapeutique des patients, c'est-à-dire, choisir exactement dans quel ordre, combien de temps et combien de fois le patient va devoir pratiquer certains exercices. Une communication par messagerie directe entre thérapeute et patient a été envisagée, cependant, pour des notions légales (obligations de réponse sous 48h), il est pour l'instant difficile de trouver la bonne manière de la mettre en place.

3.5 Exercices

Nous disposons actuellement de deux exercices pour notre système. Le premier consiste en une tâche de pointage dont l'objectif est de faire travailler la flexion-extension du coude ainsi que la mobilité de l'épaule en visant des cibles dans l'espace. Le second permet de faire travailler le mouvement de pronation-supination du poignet en contrôlant un avatar qui doit récupérer des cibles qui défilent dans sa direction.

3.5.1 Pointage

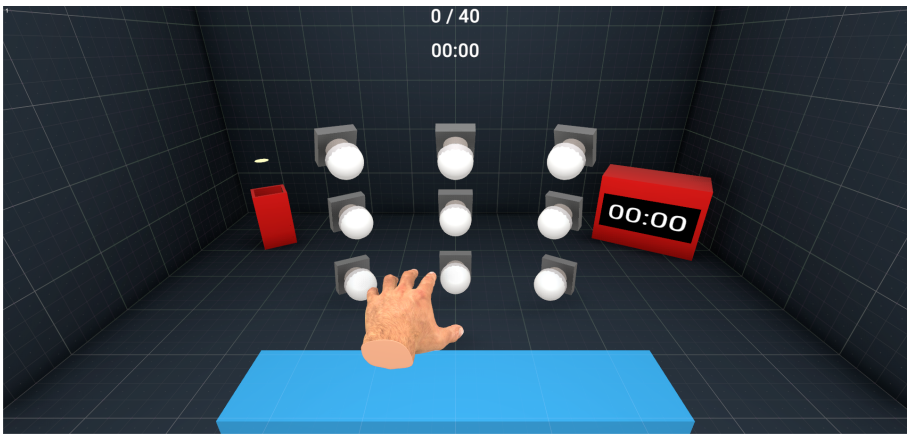


FIGURE 3.9 – Exercice de pointage

La première activité que nous avons conçue est une tâche de pointage uni-manuelle et répétitive, qui est l'une des tâches majeures dans la rééducation du membre supérieur.

L'objectif thérapeutique se concentre sur les mouvements du coude et de l'épaule, sans mouvement particulier des doigts. La figure 3.9 illustre l'environnement virtuel de la tâche.

Le but est d'effectuer des mouvements entre une zone de repos et des cibles virtuelles choisies au hasard. Pour réussir, le patient doit atteindre la cible proposée par le système dans un temps maximum prédéfini, puis retourner dans la zone de repos (pas de délai de retour) afin qu'une nouvelle cible lui soit proposée. Cette zone de repos se présente sous la forme d'un parallélépipède pour permettre aux personnes de se reposer dans la position la plus confortable (souvent le coude sur la table) quelle que soit leur main dominante. Si le temps est dépassé, c'est un échec pour cet objectif. L'exercice se poursuit jusqu'à ce qu'un nombre prédéfini d'objectifs ait été proposé. Il faut donc atteindre un maximum de cibles en un minimum de temps. L'AVC étant une source de fatigue, l'utilisateur peut arrêter manuellement l'activité. Lorsque les mains ne sont pas détectées pendant deux secondes, l'application se met en pause automatiquement.

Nous avons conçu une configuration de neuf cibles 3D, définies par deux angles (déviations horizontales (xz) et verticales (yz)) et une distance du centre de l'aire de repos. Ces cibles sont orientées vers le milieu de la zone de repos pour encourager les patients à suivre des trajectoires droites et éviter les biais dans la stratégie de trajectoire. Les cibles ont également été modélisées pour éviter un biais de trajectoire. La forme des buzzers suggère intuitivement un déplacement linéaire quel que soit l'angle d'approche de la main. Leur forme peut également être utilisée pour tester la force et la précision du pointage.

Le système suit la position de la main dans le temps et calcule de multiples paramètres : le temps moyen pour atteindre une cible, la vitesse moyenne, le nombre de succès et d'échecs, le nombre de pauses ainsi que les tentatives. Une tentative correspond à un début de mouvement sans succès et est détectée lorsque la main quitte la zone de repos. Cela nous permet de différencier un échec avec ou sans effort. Ceci doit limiter les découragements associés aux échecs.

La perception de la profondeur de l'environnement 3D sur un moniteur standard est difficile et a un impact sur la performance des interactions 3D. Afin d'augmenter la perception de la profondeur, l'environnement virtuel est délimité par des murs gradués qui représentent également le volume de suivi du Leap Motion©. L'occlusion, l'éclairage et les ombres sont utilisés pour améliorer l'effet de perspective. L'application est utilisable simplement sans longues explications, et accessible aux patients avec des troubles cognitifs. Pour cela, l'environnement est sobre et des couleurs sémantiques simples sont utilisées (blanc = neutre, bleu = objet à atteindre, vert = succès). Le temps écoulé et le nombre de cibles proposées par rapport à l'objectif de l'exercice sont affichés en position centrale sur le bord supérieur de l'écran. Cette position tient compte des potentiels patients pouvant souffrir de négligence spatiale unilatérale.

La main virtuelle est affichée à l'écran. Nous avons choisi un avatar pseudo-réaliste, non animé, en position de repos horizontale. Notre objectif étant que les utilisateurs puissent personnaliser leur main, notamment pour qu'elle corresponde le plus possible à la leur s'ils le souhaitent. Malgré la capacité de notre capteur à mesurer plutôt précisément la position des doigts, nous avons choisi de ne pas afficher les mains des patients (souvent déficientes et rétractées) de façon identique (au réel), ceci afin de donner une perception plus positive aux patients. Pour la même raison, les mouvements de la main virtuelle

ne sont synchronisés avec les mouvements de la main réelle que suivant les trois axes de translation et l'axe vertical de rotation. La main est opaque mais le bras n'est pas visible pour réduire l'occlusion avec les cibles. Nous nous attendons à ce que ces choix induisent un effet d'incarnation partielle qui peut être bénéfique pour la réorganisation corticale.

3.5.2 Pronation-supination du poignet

FIGURE 3.10 – Exercice de pronation-supination du poignet

Pendant 2 minutes, le patient va devoir attraper des cibles (représentées actuellement sous forme de pièces) qui arrivent progressivement vers lui et disposées dans 5 colonnes. Sa main contrôle le mouvement horizontal de son avatar (représenté actuellement sous la forme d'un oiseau), de manière à parcourir l'écran de droite à gauche. Une des extrémités correspond à la position de repos, tandis que l'extrémité opposée correspond à l'amplitude maximale de supination ou de pronation, déterminée lors de la phase de calibration. Le temps restant pour réalisé l'exercice et le nombre de cibles récoltées est affiché en continu en haut de l'écran. L'environnement graphique a pour objectif de favoriser la motivation. Cet exercice décrit succinctement correspond à plusieurs mois de travail et d'itérations. Nous avons en effet échangé avec les ergothérapeutes de la Clinique Les Trois Soleils, eu des réflexions croisées avec les concepteurs de jeux vidéos d'Interaction Healthcare et nous nous sommes appuyés sur l'expertise du Laboratoire IBISC en réalité virtuelle.

La durée de l'exercice est fixée à 2 minutes afin d'éviter une effet de fatigue chez le patient. Les ergothérapeutes pensent qu'il vaut mieux faire un exercice court plusieurs fois qu'un exercice long pendant lequel le patient risque de s'arrêter voire d'abandonner. Cependant, si le patient commence à récupérer une bonne mobilité, il pourra être envisagé d'allonger la durée de l'exercice pour lui permettre de travailler son endurance.

Le nombre de colonnes a été fixé à 5 pour simplifier le prototype actuel, cependant, le système est capable de fonctionner avec plus ou moins de colonnes. Pour les patients

ayant très peu de mobilité (dans leur pronation-supination du poignet), il est possible de n'avoir que deux colonnes. Plus les capacités du patient s'améliorent, plus le nombre de colonnes peut augmenter afin de demander plus de précision et de contrôle au patient.

La vitesse de défilement des pièces est fixe pour le moment. Mais comme il en sera discuté par la suite dans la section dédiée à l'adaptation de la difficulté, cette vitesse pourra être modifiée pour correspondre aux capacités du patient.

La position de repos peut être la pronation maximale, la supination maximale ou une position intermédiaire (ce qui semble plus naturel pour les individus sains). Cette position est déterminée lors de la phase de calibration selon les préférences du patient.

Le temps restant et le score sont des rétroactions qui permettent d'améliorer la motivation du patient. Un son et un effet visuel sont aussi associés à la collecte de cible et permettent au patient de savoir s'il a réussi à attraper la cible. Cependant, aucune rétroaction ne met en exergue l'échec d'un patient.

Il existe actuellement deux environnements graphiques (canyon et prairie) permettant au patient de choisir celui dans lequel il préfère évoluer. Nous prévoyons d'en intégrer d'autres par la suite pour satisfaire les préférences du plus grand nombre.

Le patient peut faire une pause à tout moment en retirant son membre parétique de la zone de capture. L'avatar ralentit alors jusqu'à s'arrêter. Lorsque la main est repositionnée sous le capteur, l'avatar accélère jusqu'à atteindre sa vitesse de vol prédéterminée.

Les déplacements de l'avatar se font sur la largeur de l'écran qui est découpée en couloirs. L'avatar arrête automatiquement son mouvement latéral lorsqu'il atteint les limites de l'écran (une marge permet de toujours voir l'avatar dans son entièreté). Les couloirs sont mis en surbrillance lorsque le joueur s'y trouve, cela permet de mieux analyser la position de l'avatar en vue de la collecte des cibles.

Calibration Quel que soit le membre supérieur parétique du patient (gauche ou droit) et quelle que soit sa position de départ (pronation = paume vers le sol, ou supination = paume vers le ciel), une phase de calibration permet de mesurer son amplitude active maximale. Pour faire simple, l'utilisateur place sa main en position de repos (en général pronation) puis fait le mouvement de supination (ou pronation) le plus ample possible. Cet intervalle entre la position de repos et l'amplitude maximale est ensuite transposé dans le jeu pour correspondre aux 5 colonnes proposées. Ainsi le début de la colonne 1 correspond à la position de repos et le début de la colonne 5 à l'amplitude maximale propre à chaque patient. Le reste de la colonne 5 est dédié à une amplitude supérieure afin d'amener le patient à dépasser son amplitude maximale enregistrée lors de la calibration.

FIGURE 3.11 – Calibration de la pronation-supination du poignet

Exemple
Pour un joueur utilisant son bras droit, les contrôles sont les suivants (voir fig 3.11) :

- lorsque la paume de la main est tournée vers le sol (pronation aboutie), l'avatar est dans la zone 1 (zone la plus à gauche) ;
- lorsque la main est légèrement relevée (pronation non aboutie), l'avatar est dans la zone 2 ;
- lorsque la main est relevée à 90° environ, l'avatar est dans la zone 3 (zone centrale) ;
- lorsque la main est légèrement reposée (supination non aboutie), l'avatar est dans la zone 4 ;
- lorsque la paume de la main est tournée vers le ciel (supination aboutie), l'avatar est dans la zone 5 (zone la plus à droite).

Pour un joueur utilisant son bras gauche, le mouvement de supination doit mener l'avatar vers la gauche et le mouvement de pronation doit mener l'avatar vers la droite.

3.6 Tests préliminaires - tâche de pointage

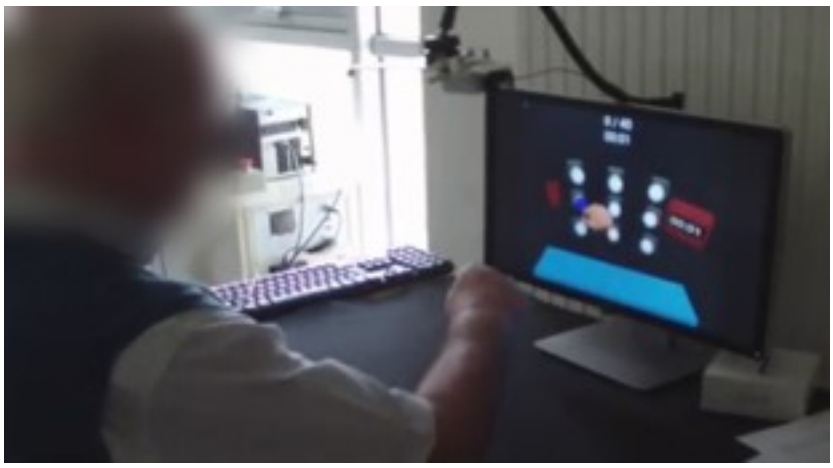


FIGURE 3.12 – Tests préliminaires menés sur 8 patients de la clinique Les Trois Soleils

Des tests préliminaires (Figure 3.12) ont été réalisés avec des patients de la clinique Les Trois Soleils pour évaluer l'utilisabilité du système et de l'exercice de pointage. 8 patients ont participé à cette étude. Il y avait 5 hommes et 3 femmes. Ils étaient âgés de 26 à 77 ans, avec une moyenne de 51.2 ans. 6 avec une parésie de la main droite et 7 étaient des patients en phase chronique (plus de 6 mois après l'AVC) dont un avec une drépanocytose et un avec une myélopathie spondylotique cervicale. L'activité a été réalisée en présence d'un thérapeute et filmée pour identifier les problèmes du dispositif ou les réactions des patients et thérapeutes. Après l'activité, les participants ont rempli un questionnaire de satisfaction avec des questions ouvertes.

Nous avons demandé aux participants d'atteindre 40 fois des cibles choisies au hasard parmi 9 possibles, en un minimum de temps, mais en maintenant une posture droite et un mouvement correct. Tous les sujets ont rapidement compris le but de l'activité et comment utiliser le système. Ils ont fait l'exercice entre 2 et 5 minutes. 6 participants ont connu un succès complet (40 objectifs atteints), 1 a échoué complètement (mobilité insuffisante) et 1 a connu un succès modéré (75% des objectifs atteints).

Nos résultats suggèrent que le système est utilisable en autonomie partielle par un patient pour pratiquer la rééducation des membres supérieurs après un AVC. Nos observations au cours de l'expérience montrent que l'activité ne nécessite pas d'accompagnement thérapeutique pour assurer la sécurité, la compréhension et l'utilisation du système.

Même si le système ne comporte pas encore d'éléments de motivation spécifiques, l'acceptation du système par les utilisateurs était élevée et les patients étaient très engagés. Par exemple, un patient a dit que c'était « amusant » et « comme un jeu vidéo ». Cela peut être dû à l'effet « wow » des nouvelles technologies (mains 3D recréées comme par magie). Un autre est prêt à réutiliser le système avec la tâche en cours. Certains patients sont même prêts à acheter l'ensemble du système pour moins de 100 euros s'il était commercialisé. Certains thérapeutes ont également fait des commentaires sur le système. Ils l'ont trouvé « simple et efficace », « facile » et « rapide à installer et à comprendre ». En général, les patients et les thérapeutes trouvent le système agréable, facile à utiliser, simple et intéressant.

Quant à la patiente qui a eu un succès modéré, nous supposons qu'il s'agissait principalement d'une fatigue due à sa drépanocytose (l'anémie qu'engendre la drépanocytose se traduit entre autre par une fatigue qui peut expliquer une réussite de moins en moins bonne au cours de l'exercice). Cependant, les encouragements répétés et personnalisés d'un thérapeute l'ont aidé à compléter l'exercice. Un défi est donc de ne pas oublier la dimension humaine et l'accompagnement personnalisé dans la rééducation, bien qu'elle se fasse en autonomie et avec les nouvelles technologies pour réduire les coûts. Un axe de recherche est l'intégration d'un concept d'encouragement directement dans l'application, afin d'améliorer la reprise de l'exercice après une pause causée par la fatigue.

De plus, les résultats montrent bien la nécessité d'un système de gestion de la difficulté. En effet, pour 6 individus sur 8, l'exercice était trop facile et donc probablement peu thérapeutique car ils n'avaient pas beaucoup d'efforts à produire. Cette situation mènera aussi éventuellement à l'ennui des individus ne serait-ce que sur le moyen terme. Pour le patient pour qui l'exercice était trop difficile, si l'aspect thérapeutique pouvait être présent par la production d'efforts maximums, l'aspect motivationnel était complètement absent à cause de la frustration de ne rien réussir. L'équilibre a donc été trouvé sur le

dernier individu (réussite partielle), mais pour des raisons particulières liées à la fatigue et non au défi lié à l'amplitude avec des cibles qui auraient parfois pu être éloignées. La capacité motrice travaillée était alors l'endurance plutôt que l'amplitude qui est en général l'objectif primaire.

3.7 Difficulté adaptative

Comme nous l'avons vu précédemment, les systèmes de rééducation motrice post-AVC doivent adapter la difficulté des exercices pour entretenir l'adhésion des patients. Notre objectif est d'aboutir à un modèle de difficulté qui permet de s'abstraire de la tâche afin d'être appliqué à de multiples exercices. C'est dans cette optique que nous avons conçu un système de gestion de la difficulté basé sur les capacités motrices des patients.

Ce chapitre décrit de manière exhaustive et détaillée le modèle de description et d'adaptation de la difficulté. Il a été conçu, développé et implémenté dans le cadre de l'exercice de pronation-supination du poignet décrit précédemment, mais se veut généralisable et se base donc sur les capacités motrices des patients pour pouvoir s'adapter à d'autres exercices.

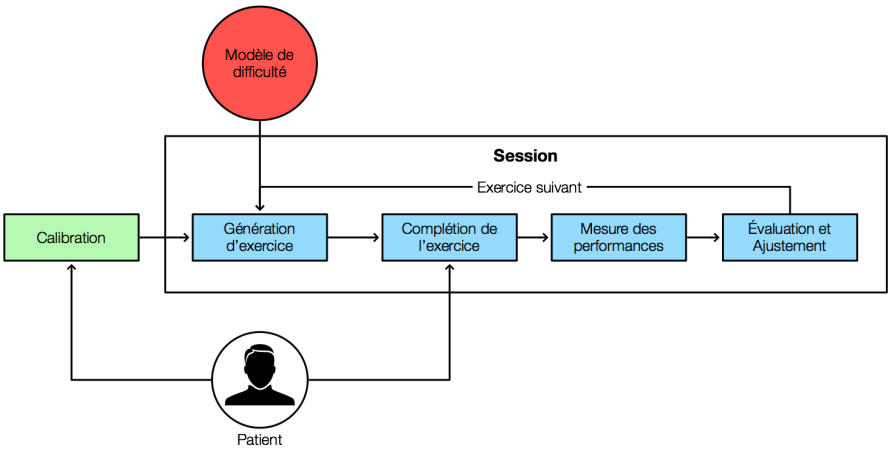


FIGURE 3.13 – Modèle de description et d'adaptation de la difficulté

La figure 3.13 résume ce modèle. Il est constitué de trois principaux composants :

— Le **modèle de difficulté** est le premier composant. Il se décompose lui-même en deux éléments : la difficulté liée aux aptitudes motrices et la difficulté liée à l'endurance ;

— La **calibration** du système est le second composant. Elle s'effectue à chaque début de séance afin d'initialiser le système avec les performances et les capacités du jour du patient ;

— La **session** est le troisième composant. La session représente la phase active de la rééducation pendant laquelle le patient effectue les tâches demandées. Elle est elle-même constituée de quatre phases qui se succèdent. Tout d'abord, le système procède à une génération de l'exercice en fonction d'un niveau de difficulté visé. La constitution de cet exercice va dépendre de plusieurs paramètres, tels que les

contraintes appliquées par le modèle de difficulté mais aussi des précédents résultats du patient. Ensuite, la deuxième phase est celle où le patient va compléter l'exercice, en répondant aux tâches demandées. Ses performances sont mesurées en temps réel, pendant la réalisation de l'exercice. Enfin, le système évalue la performance du patient par rapport à la consigne puis décide de l'adaptation à réaliser, afin de permettre la génération de l'exercice suivant. Les phases se répètent alors, à partir de la génération d'un nouvel exercice.

3.7.1 Exercices, aptitudes et autres définitions

Cette section définit les notions abordées tout au long de ce chapitre.

Exercice

Un exercice est une suite de 20 cibles, sur 20 lignes et 5 colonnes, où la première et la vingtième cibles sont imposées en colonne 1 (départ et arrivée en zone de repos). Le patient réalise quotidiennement une série de plusieurs exercices. La consigne est de ramasser toutes les cibles.

Aptitudes

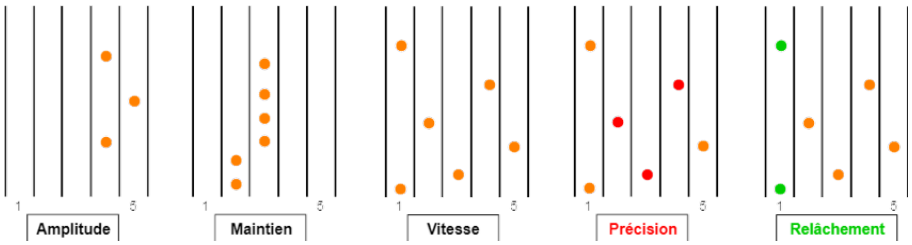


FIGURE 3.14 – Exemples appliqués des aptitudes

Deux définitions sont proposées pour chacune : l'une concernant le mouvement de pronation-supination, l'autre appliquée à l'exercice. Les exemples sont illustrés sur la figure 3.14.

Amplitude ($A4$,$A5$) Elle consiste à atteindre et tenir les amplitudes maximales et approchantes. Dans le cadre de l'exercice de pronation-supination, c'est l'aptitude à aller ou rester dans les colonnes 4 et 5. Deux niveaux d'amplitude sont possibles : $A4$ (colonne 4) et $A5$ (colonne 5).

Maintien (M) Elle consiste à maintenir une position, à un angle fixe et pendant un temps donné. Dans le cadre de l'exercice de pronation-supination, c'est l'aptitude à enchaîner des cibles placées dans la même colonne, à l'exception de la colonne 1 qui correspond à la zone de repos. Un maintien en colonne 1 ne correspond donc pas à un mouvement.

Vitesse ($V2$,$V3$,$V4$) Elle consiste à parcourir une amplitude (distance ou angle) importante en un temps réduit. Dans le cadre de l'exercice de pronation-supination, c'est l'aptitude à atteindre la cible suivante (sur la ligne suivante) éloignée d'au moins deux colonnes de la position actuelle. Trois niveaux de vitesse sont possibles : $V2$ (saut de 2 colonnes), $V3$ (saut de 3 colonnes) et $V4$ (saut de 4 colonnes).

Précision (P) Elle consiste à atteindre une cible dans une position non extrême, différente de la position précédente. Dans le cadre de l'exercice de pronation-supination, c'est l'aptitude à atteindre une cible dans une colonne intermédiaire différente de la colonne précédente.

Relâchement (R) Le relâchement se caractérise par un déplacement en colonne 1. Le relâchement n'est pas une aptitude directement travaillée par le patient, car il lui suffit de relâcher la tension musculaire pour atteindre cette position. Cependant c'est une caractéristique à prendre en compte lors de l'évaluation de la difficulté de l'exercice.

Huit niveaux d'aptitudes sont travaillés au total :

$$Apts = \{A4, A5, M, V2, V3, V4, P, R\}$$

Transitions

Une transition est un couple de colonnes qui décrit le passage d'une cible sur la ligne k à une cible sur la ligne $k+1$. Puisque l'exercice de pronation-supination est actuellement composé de 5 colonnes, il existe 25 transitions possibles $t_{i \to j}$:

$$\{(i,j) \in [1;5]^2 \mid t_{i \to j}\} \tag{3.1}$$

Transitions Les transitions considérées pour les exercices sont l'ensemble défini ci-dessus, privé de la transition $t_{1 \to 1}$. Cette transition correspond à un maintien en colonne 1, zone de repos, qui n'est pas pris en compte. Il reste 24 transitions possibles pour les exercices :

$$T = \{(i,j) \in [1;5]^2 - (1,1) \mid t_{i \to j}\} \tag{3.2}$$

Un exercice est donc décrit par une suite de transitions.

Configurations

Transitions	Configurations	Transitions	Configurations
$t_{1\to2}$, $t_{2\to3}$, $t_{3\to2}$, $t_{4\to3}$, $t_{5\to4}$	P	$t_{3\to1}$	V2
$t_{1\to3}$, $t_{4\to2}$, $t_{5\to3}$	V2, P	$t_{4\to1}$	V3
$t_{5\to2}$	V3, P	$t_{5\to1}$	V4
$t_{3\to4}$	A1, P	$t_{2\to4}$	V2, A4, P
$t_{2\to2}$, $t_{3\to3}$	M	$t_{1\to4}$	V3, A4, P
$t_{4\to4}$	A4, M	$t_{3\to5}$	V2, A5
$t_{5\to5}$	A5, M	$t_{2\to5}$	V3, A5
$t_{4\to5}$	A5	$t_{1\to5}$	V4, A5

TABLE 3.1 – Correspondance des transitions et configurations

Une configuration correspond à des aptitudes seules ou combinées, réalisées lors des transitions. Il existe 16 configurations possibles. Une configuration correspond à une ou plusieurs transitions. Les configurations possibles sont décrites dans le tableau 3.1. Seulement 23 transitions correspondent à une ou plusieurs aptitudes. Par exemple, la transition $t_{2\to1}$, ne correspond qu'à un relâchement qui est un mouvement demandant un effort trop faible pour être comptabilisé.

3.7.2 Modélisation de la difficulté d'un exercice

Calibration

La calibration est une étape à part, effectuée en dehors d'un exercice et à chaque début de séance. Elle a pour but d'initialiser le système avec les aptitudes du patient. Actuellement, seulement l'amplitude est mesurée. Notre objectif est par la suite d'y intégrer l'ensemble des aptitudes. De plus, si la calibration est aujourd'hui une étape à part, il pourrait être envisagé de l'intégrer aux exercices.

La tâche de calibration demande au patient d'effectuer un mouvement de pronation-supination du poignet pour atteindre son maximum, depuis sa position de repos. La position de repos peut être paume (pronation) ou dos (supination) contre la table, selon la préférence du patient. La position de repos est définie comme la zone où le patient ne fournit aucun effort pour maintenir la position.

Une fois la calibration en amplitude terminée, le jeu prend l'amplitude minimale et maximale enregistrée comme référence pour l'exercice en adaptant la zone de travail de pronosupination (amplitude minimale = début de la colonne 1 ; amplitude maximale = début de la colonne 5).

Principe

Afin de proposer en permanence les exercices les plus adaptés aux performances du patient, il est nécessaire de pouvoir quantifier la difficulté globale de chaque exercice.

Pour cela, le modèle quantifie d'abord la difficulté à chaque ligne, puis en fait la moyenne. La difficulté de la ligne k est la somme de deux composantes :

— la difficulté d'aptitudes : quantifie la difficulté de la transition par addition des coefficients de la configuration ;

— la difficulté de l'endurance : décrit par une unique formule, elle quantifie la difficulté liée aux notions de maintien, de direction du mouvement et de nombre de mouvements réalisés.

Cette somme est normalisée dans l'intervalle [0 ;1] par rapport aux difficultés minimale et maximale possibles pour cette ligne.

Difficulté d'aptitudes

Aptitude	Coefficient	Aptitude	Coefficient
V2	0.5	A4	1
V3	1	A5	4
V4	2	M	2
P	0.5	R	-0.75

TABLE 3.2 – Coefficients caractérisant la difficulté des aptitudes

Lors d'une transition de la ligne k à la ligne $k+1$, le patient fournit un effort de mouvement en modifiant l'orientation de sa main pour changer de colonne ou de maintien pour conserver son orientation. Les thérapeutes ont tenté de quantifier la difficulté de chaque configuration, par un classement. Les configurations sont composées d'une combinaison d'aptitudes, qui ont chacune un coefficient propre. Ces coefficients sont présentés dans le tableau 3.2. Cette approche permet à la fois de mieux comprendre ce que les thérapeutes jugent comme difficile pour les patients en terme de capacités motrices, mais permet aussi d'établir une base pour le système. Par la suite, nous souhaiterions individualiser ces coefficients à chaque patient afin de personnaliser au maximum le système de gestion de la difficulté.

Pour quantifier la difficulté d'une configuration, on effectue la somme des coefficients associés à chaque aptitude. Cette somme est ensuite rapportée entre 0 et 1. $d_{i\to j}$ décrit la difficulté de la configuration due à la transition de la colonne i à la colonne j de la manière suivante :

Soient i et j deux entiers $\in$ [1 ; 5] et $E = \{(i,j) \in [1;5]^2 - (1,1)\}$

$$d_{i\to j} = v_{i\to j} + a_{i\to j} + h_{i\to j} + c_{i\to j} + r_{i\to j} \tag{3.3}$$

Avec (v pour vitesse, a pour amplitude, h pour maitien et H=M, c pour précision et C=P ainsi que r pour relâchement) :

$$v_{i\to j} = \begin{cases} \text{V2 if } \mid \text{i-j} \mid = 2 \\ \text{V3 if } \mid \text{i-j} \mid = 3 \\ \text{V4 if } \mid \text{i-j} \mid = 4 \\ \text{0 sinon} \end{cases} \qquad a_{i\to j} = \begin{cases} \text{A4 if j} = 4 \\ \text{A5 if j} = 5 \\ \text{0 sinon} \end{cases}$$

$$h_{i\to j} = \begin{cases} \text{H if i=j} \\ \text{0 sinon} \end{cases} \qquad r_{i\to j} = \begin{cases} \text{R if j=1} \\ \text{0 sinon} \end{cases}$$

$$c_{i\to j} = \begin{cases} C \text{ if } j \in [2;4] \wedge i \neq j \\ \text{0 sinon} \end{cases}$$

$D_{i\to j}$ décrit la difficulté de la configuration, normalisée par les difficultés minimale et maximale possibles parmi toutes les configurations depuis la position i.

$$D_{i\to j} = \frac{d_{i\to j} - d_{min}}{d_{max} - d_{min}} \tag{3.4}$$

avec $d_{min} = min\{(i,j) \in E \mid d_{i\to j}\}$
et $d_{max} = max\{(i,j) \in E \mid d_{i\to j}\}$

	1	2	3	4	5
1	0	0.185	0.259	0.481	1
2	0	0.407	0.185	0.407	0.852
3	0.074	0.185	0.407	0.333	0.778
4	0.148	0.259	0.185	0.556	0.704
5	0.296	0.333	0.259	0.185	1

le tableau se lit de la manière suivante : $D_{ligne\to colonne}$. Par exemple, $D_{2\to 4}$ est égal à 0.407.

TABLE 3.3 – Difficulté normalisée des transitions

Comme $d_{min} = d_{2\to 1}$ =-0.75 et $d_{max} = d_{1\to 5} = d_{5\to 5} = 6$. On a donc pour chaque transition la difficulté visible dans le tableau 3.3. Ce qui nous donne une classification des transitions selon leur difficulté visible dans le tableau 3.4. Cette classification est une des bases de l'approche inverse employée par le service recherche de la clinique Les Trois Soleils. En effet, les coefficients ont été déterminés pour que ce classement soit le plus adéquat possible aux yeux des ergothérapeutes. Cependant, nous souhaitons rappeler que ces valeurs sont utilisées pour établir une base pour le système, car par la suite, nous souhaiterions individualiser ces coefficients à chaque patient afin de personnaliser au maximum le système de gestion de la difficulté.

Transitions (n=25)	Difficulté [0 ;1]
1-1 ; 2-1	0
3-1	0.074
4-1	0.148
1-2 ; 2-3 ; 3-2 ; 4-3 ; 5-4	0.185
4-2 ; 5-3 ; 1-3	0.259
5-1	0.296
3-4 ; 5-2	0.333
2-2 ; 2-4 ; 3-3	0.407
1-4	0.481
4-4	0.556
4-5	0.704
3-5	0.778
2-5	0.852
1-5 ; 5-5	1

TABLE 3.4 – Classement des transitions selon leur difficulté normalisée

Difficulté de l'endurance

La première composante (difficulté d'aptitudes) décrit la difficulté intrinsèque d'une configuration d'aptitudes. Or, la difficulté d'un exercice est fortement liée à la succession des cibles, à l'alternance des mouvements et à la fatigue qui en découle. Une seconde composante a donc été introduite pour décrire cette difficulté liée à l'endurance.

La fonction qui décrit la difficulté de l'endurance est une fonction de trois variables : le maintien d'une position (h, *hold*), le fait de changer de direction (d, *direction*) et le nombre de changement de direction (m, *move*).

— $h_j \in R^{+*}$ est le nombre de cibles successives présentes dans une même colonne : il s'agit du cas du maintien. La première cible est omise, car elle n'est pas le résultat d'un maintien mais de la configuration précédente, i.e. le maintien commence à partir de la deuxième cible consécutive dans la même colonne.

— $d_j \in \{hold; same; opposite\}$ est le coefficient attribué au changement de direction du mouvement. *hold* indique que l'on se situe en cas de maintien, *same* indique que le mouvement suit la même direction qu'à la cible précédente, et *opposite* indique un changement de direction depuis la précédente cible. Les valeurs actuellement attribuées à ces coefficients sont : $hold = 0$; $same = 0.25$; $opposite = 0.8$. Le cas du maintien vaut 0 car traité dans la configuration h_j, 0.8 et 0.25 car il est plus difficile de demander un changement de direction qu'une continuité dans le mouvement. Ces valeurs peuvent être amenées à changer pour modifier le comportement du modèle, au même titre que les coefficients caractérisant la difficulté d'aptitudes. De la même manière, celles-ci ont été déterminées par approche inverse et n'ont pour objectif que d'initialiser le système. Par la suite, ces valeurs seront probablement adaptées à chaque patient.

— $m_j \in R^{+*}$ est le nombre de changements de direction.

La difficulté de l'endurance est alors :

$$diff_{endurance}(h_j, d_j, m_j) = \begin{cases} H(h_j) \text{ if } d_j = 0 \\ F(m_j, d_j) \text{ if } d_j \neq 0 \end{cases} \tag{3.5}$$

Avec :

$$H(h_j) = 6.10^{-5}h_j^3 + 3,4.10^{-3}h_j^2 + 4,81.10^{-2}h_j + 0,246$$
$$F(m_j, d_j) = 5.10^{-5}m_j^3 + 3.10^{-3}m_j^2 + 4,8.10^{-2}m_j + d_j$$

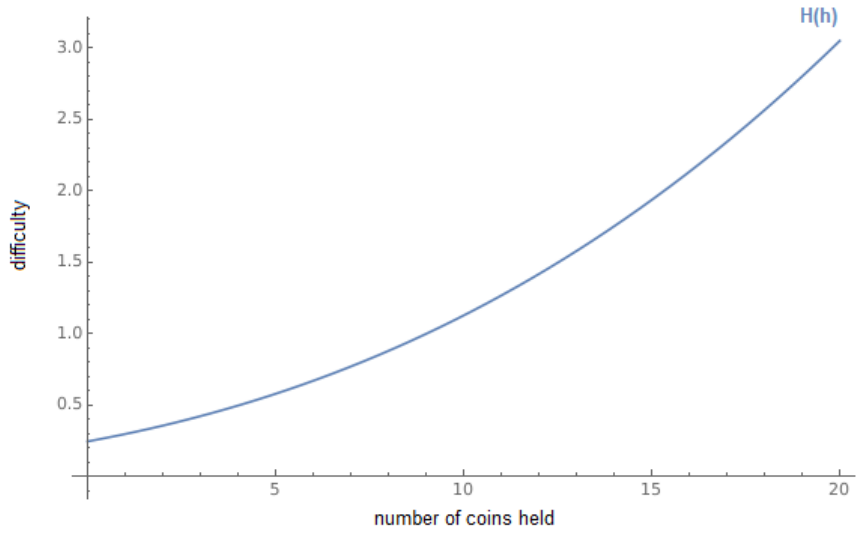


FIGURE 3.15 – Tracé de la fonction $H(h_j)$

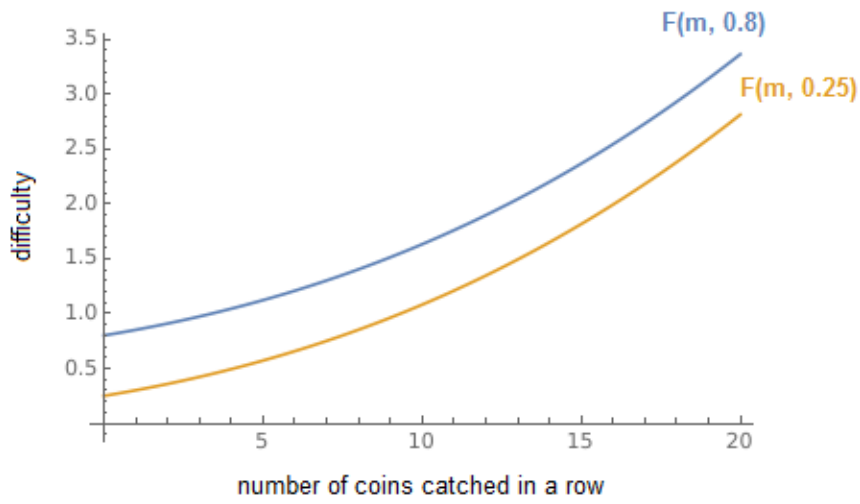


FIGURE 3.16 – Tracé de la fonction $F(m_j, d_j)$

Les polynômes $H(h_j)$ et $F(m_j, d_j)$ ont été définis expérimentalement par les ergothérapeutes et le service recherche de la clinique Les Trois Soleils, qui participent à la conception de ce modèle. Ces polynômes ont été créés par approche inverse, en partant d'un

résultat envisagé pour le patient et remontant jusqu'aux variables étudiées (fig. 3.15 et 3.16). $H(h_j)$ exprime la difficulté d'un maintien de la position en fonction du nombre de cibles successives dans la même colonne. $F(m_j, d_j)$ exprime la difficulté d'une suite de mouvements. Cet aspect tient compte de l'alternance entre mouvements de pronation et de supination. On considère qu'un changement de direction coûte plus d'efforts qu'une poursuite du mouvement. Plus il y a de changements de direction dans un exercice, plus celui-ci est difficile.

Les deux exemples présentés dans la figure 3.17 illustrent comment les cibles sont comptabilisées pour les composantes de l'endurance.

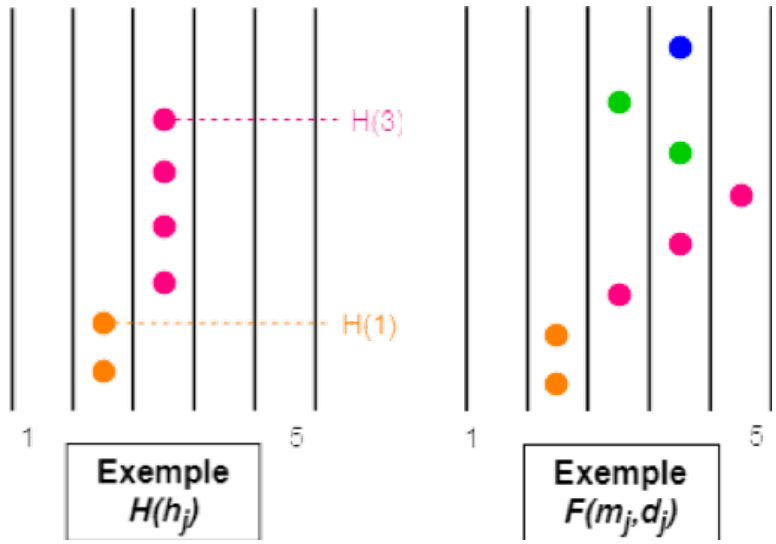


FIGURE 3.17 – Exemples $H(h_j)$ et $F(m_j, d_j)$

Dans l'exemple pour $H(h_j)$, deux maintiens sont effectués. Le premier, en orange, a deux cibles. La première cible marque l'arrivée dans une nouvelle colonne. Elle ne compte donc pas pour du maintien, puisque rien n'est maintenu à ce stade. On commence donc à compter à partir de la cible suivante, d'où H(1) pour la deuxième cible. Le second maintien, en rose, a quatre cibles. De même, la quatrième cible correspond à H(3), car la première cible est simplement le début de la nouvelle suite, par changement de colonne.

Dans l'exemple pour $F(m_j, d_j)$, les différentes couleurs indiquent les différents mouvements réalisés :

— En orange, pas de mouvement car maintien en colonne 2. (Sens=*hold*=0) ;
— En rose, 1er mouvement. Sens=*opposite*(car initiation)=0.8 pour la cible 1, puis Sens=*same*=0.25 pour les cibles 2 et 3 ;
— En vert, 2e mouvement. Sens=*opposite*=0.8 pour la cible 1, et Sens=*same*=0.25 pour la cible 2 ;
— En bleu, 3e mouvement. Sens=*opposite*=0.8.

Au total, il y a donc eu 3 mouvements.

Difficulté globale

Le calcul de la difficulté globale de l'exercice se divise en deux étapes :

— calcul de la difficulté de la ligne,
— moyenne des difficultés des lignes.

Difficulté de la ligne La difficulté $g_{i \to j}$ correspond à la difficulté associée à la transition de la colonne i, en ligne k, vers la colonne j, en ligne k + 1, en prenant en compte la difficulté de la configuration de cette transition, ainsi que la difficulté relative au temps en termes de mouvement ou de maintien, c'est à dire la difficulté de l'endurance.

$$g_{i \to j} = D_{i \to j} + diff_{endurance}(h_j, d_j, m_j) \tag{3.6}$$

Elle est ensuite normalisée afin d'obtenir un indice de difficulté final toujours compris entre 0 et 1 pour prendre en compte les difficultés maximale et minimale possibles à la ligne considérée.

$$g_{i \to jN} = \frac{g_{i \to j} - g_{i \to j_{min}}}{g_{i \to j_{max}} - g_{i \to j_{min}}} \tag{3.7}$$

Les difficultés $g_{i \to j_{min}}$ et $g_{i \to j_{max}}$ représentent respectivement les difficultés minimale et maximale qui auraient pu être possibles dans la situation courante, i.e. la transition de la colonne i à la colonne j. La difficulté normalisée $g_{i \to jN}$ décrit donc la difficulté associée à la transition de la colonne i à la colonne j.

Difficulté globale de l'exercice La difficulté globale d'un exercice correspond à la moyenne sur l'ensemble des lignes. l est le nombre de lignes de l'exercice. Dans cette exemple sur une série de 20 cibles, cette constante vaut 18. La première et la dernière cibles ne sont pas comptabilisées car leurs positions sont fixées à l'identique pour chaque exercice.

$$G = \frac{\sum_{i=1}^{l} g_{i \to jN}}{l} \tag{3.8}$$

3.7.3 Génération d'exercices

La génération d'exercices consiste en la création d'un ou plusieurs exercices dont la difficulté est adaptée aux capacités du patient, et faisant travailler différentes aptitudes. Dans notre cas, nous disposons d'un modèle de description de la difficulté basé sur un schéma de 20 lignes et 5 colonnes. Plusieurs problématiques se sont révélées au fil de la réflexion.

Tout d'abord, le nombre très important de schémas possibles. En effet, le jeu de l'oiseau consiste à ramasser des cibles. Chaque cible est placée dans l'une des 5 colonnes, à raison d'une cible par ligne, sur 20 lignes. Les lignes 1 et 20 sont imposées en colonne 1, ce qui laisse le choix des 5 colonnes pour 18 lignes. Un calcul rapide montre donc qu'il existe $5^{18} \approx 3.8 * 10^{12}$ exercices. Nous pourrions générer tous ces exercices en avance, afin de pouvoir choisir celui qui est le plus approprié à notre situation. Cependant, des contraintes évidentes de coût (puissance, stockage, temps de calcul) nous interdisent cette option.

Nous pourrions alors décider de choisir de manière aléatoire un exercice. Le caractère aléatoire permettrait peut-être de garantir une variabilité assez importante des exercices proposés. Toutefois, cette solution n'est pas viable non plus, car nous travaillons avec des personnes fragiles dont les capacités peuvent varier d'un jour à l'autre. Il faut garantir que l'exercice proposé corresponde à leurs capacités du jour, établies par la phase de calibration.

Il nous faut donc trouver le moyen de générer quelques exercices qui correspondent à la fois au patient, et aussi aux tâches qui lui sont demandées. Ainsi, deux idées ont été explorées : la génération par la difficulté et la génération contrainte. La génération par la difficulté permet de générer des exercices en se basant sur une difficulté cible, que l'on tente d'atteindre par un tirage aléatoire pondéré. Cette approche est viable en termes de variabilité des exercices et d'atteinte des objectifs : elle garantit de toujours sélectionner les exercices les plus pertinents pour le patient. Il s'agit de l'approche choisie pour implémentation dans le jeu de l'oiseau.

La génération contrainte quant à elle fut explorée très tôt dans le projet. L'idée est de placer des contraintes de structure des exercices (par exemple, des exercices ne faisant travailler qu'une aptitude en majorité) afin d'orienter la génération. La complexité de l'idée et la diversité des contraintes nous ont empêché d'approfondir la réflexion, quoique celle-ci reste toujours ouverte.

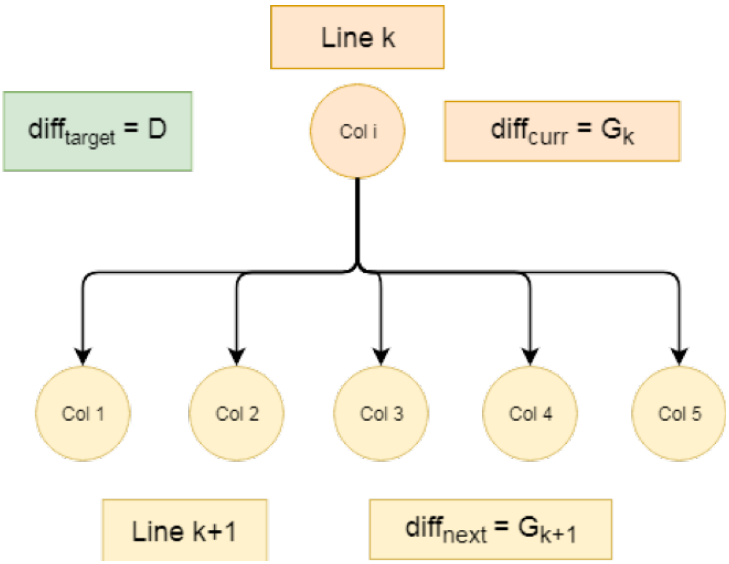


FIGURE 3.18 – Choix de la colonne en ligne $k+1$

L'objectif de la **génération par la difficulté** est de construire un exercice, de difficulté D [0 ; 1] voulue et fournie en argument. La méthode suivie est décrite par l'exemple présenté en figure 3.18.

La ligne k possède une cible en colonne i. Pour la ligne suivante k+1, il y a 5 possibilités : le système pourrait choisir chacune des 5 colonnes. Le système va alors sélectionner une colonne de manière aléatoire pondérée. Ce comportement se réitère pour toutes les lignes jusqu'à l'avant-dernière.

Pour chaque possibilité, nous sommes capables de calculer la difficulté résultante G_{k+1}. Cette difficulté résultante sera à une certaine « distance » de la difficulté cible D. Nous

calculons ensuite la probabilité $P(j)$ de sélectionner une colonne j, pour chaque colonne. Ce calcul met en valeur la difficulté résultante la plus proche de la difficulté cible D, sans toutefois interdire de sélectionner les autres possibilités.

$$P(j) = \frac{p_j}{\sum_{j=1}^{5} p_j} \quad ; \quad p_j = e^{(1-|G_{k+1}-D|)*10} \tag{3.9}$$

Nous avons donc 5 choix, avec pour chacun une difficulté résultante et une probabilité de tirage qui lui est propre. Un tirage aléatoire est ensuite réalisé, tenant compte du calcul de probabilité fait ci-dessus. La difficulté courante est enfin mise à jour.

Ce modèle pourra être finalement utilisé avec des contraintes supplémentaires pour orienter la génération vers des exercices ciblant des aptitudes en particulier.

Catégorie	Intervalle
0	[0 ; 0.05[
1	[0.05 ; 0.15[
2	[0.15 ; 0.25[
3	[0.25 ; 0.35[
4	[0.35 ; 0.45[
5	[0.45 ; 0.55[
6	[0.55 ; 0.65[
7	[0.65 ; 0.75[
8	[0.75 ; 0.85[
9	[0.85 ; 0.95[
10	[0.95 ; 1]

Table 3.5 – Correspondance entre catégories et intervalles de difficulté

Répartition des exercices Les exercices générés sont répartis entre 11 catégories de difficulté, de la difficulté la plus faible 0 à la difficulté la plus élevée 10. Chaque catégorie a une largeur de 0.1, exceptées les difficultés extrêmes 0 et 10, car n'étant pas souvent atteintes. C'est pourquoi leur largeur n'est que de 0.05. Les catégories sont présentées dans le tableau 3.5.

Lors de la génération, le système crée plusieurs milliers d'exercices, tous ayant la même difficulté cible, mais pas forcément la même difficulté résultante. Le système sélectionne alors l'exercice le plus proche de l'objectif D, afin de répondre au mieux au souhait formulé.

La difficulté cible D fournie en argument peut être affinée, par exemple en fournissant un écart à la difficulté cible plus restreint. Cependant, le temps de calcul en sera augmenté (dans la limite définie), et aucune certitude quant à l'atteinte de cette cible n'est garantie.

3.7.4 Evaluation et adaptation

L'**évaluation de la performance** du patient fait partie de la dernière phase de la boucle de session. Le système va juger les performances mesurées pendant la phase de complétion

des exercices et produire un score qui permettra à l'adaptation de déterminer l'action à réaliser.

Un exemple de score calculé est le ratio entre le nombre de cibles que le patient a ramassé et le nombre de cibles qui lui ont été présentées. Ce ratio est à l'heure actuelle le seul score utilisé pour l'adaptation. D'autres statistiques peuvent cependant être extraites, pour apporter des rétroactions au patient, concernant sa performance et son évolution, et aussi un suivi de la rééducation pour le thérapeute.

Une autre piste actuellement en cours d'exploration est la quantification de la réussite. Cette quantification consiste à analyser chaque configuration proposée et chaque configuration réalisée par le patient, afin de déduire des scores de réussite par ligne, par configuration, ou par aptitude. Le système est donc capable, pour tous les types de configuration, de noter la réussite du patient et d'en produire un score de réussite, qui montre les zones où il se sent à l'aise, les zones où il a besoin d'entraînement, y compris si les configurations ne sont pas initialement proposées dans l'exercice. Cependant, cette piste ne prendrait pas encore en compte l'endurance. Il sera donc nécessaire de poursuivre les réflexions.

L'**adaptation** est la dernière étape de la boucle de session. Nous avons choisi une approche basée seuil en se basant sur le score calculé dans l'étape d'évaluation de la performance. Le système décide alors de la meilleure action à entreprendre pour toujours proposer un exercice adapté aux capacités du patient.

Dans le cadre de l'exercice de pronation-supination, nous cherchons à stabiliser le patient dans un intervalle de performance, choisi arbitrairement. Il faut donc que les exercices proposés soient suffisamment accessibles pour permettre la réussite du patient, sans toutefois les rendre trop faciles, afin qu'une progression soit toujours possible. Pour cela, l'intervalle de performance proposé est $[60\% - 80\%]$. Si le ratio de performance calculé est dans l'intervalle, le système lui proposera un nouvel exercice issu de la même catégorie de difficulté. Si le ratio est inférieur à 60%, le système proposera au patient un nouvel exercice issu de la catégorie en deçà de la catégorie actuelle. A l'inverse, si le ratio est supérieur à 80%, le système lui proposera un nouvel exercice issu de la catégorie en dessus de la catégorie actuelle.

A chaque adaptation, le nouvel exercice est généré selon la méthode de génération par la difficulté. Au début, une grille de 10 exercices dans chacun des 11 niveaux de difficulté peut être générée, afin de s'assurer d'avoir une base d'exercices acceptables. Celle-ci serait générée à chaque début de séance, et affinée pendant l'utilisation.

3.8 Conclusion

Notre objectif était de concevoir un système de gestion de la difficulté qui puisse s'abstraire des exercices. C'est dans cette optique que nous avons construit un système basé sur les capacités motrices des patients. Ce modèle de description de la difficulté permet de prendre en compte quatre aptitudes travaillées par le patient : amplitude, maintien, vitesse et précision. Ces aptitudes sont mises en œuvre au travers de 16 configurations, qui sont des combinaisons d'une ou plusieurs aptitudes à des niveaux différents d'intensité. Ces aptitudes sont alors travaillées et améliorées lors des exercices, qui consistent en des suites

de 20 cibles, sur 20 lignes et 5 colonnes. Le patient doit ramasser toutes les cibles. Le modèle évalue la difficulté de chaque ligne, puis en fait la moyenne. La difficulté d'une ligne est la somme de deux composantes : la difficulté d'aptitudes, qui est la somme des coefficients de la configuration de la ligne et la difficulté de l'endurance, qui intègre la difficulté liée aux notions de maintien, de direction du mouvement et de nombre de mouvements réalisés. La difficulté d'une configuration est alors obtenue par la somme des coefficients des aptitudes constituant la configuration de la ligne. La difficulté de l'endurance quant à elle se décrit comme une fonction créée par approche inverse. Elle est constituée de deux polynômes qui expriment la difficulté d'un maintien de la position en fonction du nombre de cibles successives dans la même colonne et la difficulté d'une suite de mouvements. Après normalisation dans l'intervalle $[0; 1]$ de la somme des deux composantes, une moyenne sur l'ensemble des 18 lignes est réalisée, afin d'obtenir la difficulté globale de l'exercice.

Ce modèle, bien que conçu dans le cadre de l'exercice de pronation-supination du poignet, est flexible, notamment par la présence de coefficients affectant son comportement (importance des aptitudes, des mouvements réalisés). De plus, comme celui-ci est basé sur les aptitudes motrices des patients, une méthode similaire devrait être applicable à d'autres exercices de rééducation. Cependant, avant d'essayer de l'adapter à d'autres exercices, nous allons nous intéresser plus particulièrement à sa cohérence et son fonctionnement lors d'un protocole expérimental avec des sujets sains et des patients qui fait l'objet du prochain chapitre.

Chapitre 4

Protocole expérimental - Utilisabilité, difficulté et motivation

4.1 Introduction

Ce chapitre présente notre protocole expérimental. Il a pour objectif d'évaluer l'utilisabilité du dispositif, la cohérence de notre système de gestion de la difficulté à travers son impact sur les performances des utilisateurs ainsi que leur degré de motivation. Nous avons plus particulièrement testé notre exercice de pronation-supination décrit dans le chapitre 3.

En effet, le but est de répondre aux **questions de recherche** suivantes :

— Quel est le niveau d'utilisabilité du dispositif et de l'exercice de pronation-supination ?

— Notre gestion de la difficulté se reflète-t-elle dans les performances des utilisateurs ?

— Quelle est le point de vue des utilisateurs sur la difficulté ?

— Quels sont les liens entre difficulté et effort ?

— Les utilisateurs sont-ils motivés à utiliser le dispositif ?

— Les patients pensent-ils que le système est utile pour leur rééducation ?

— Le niveau des capacités motrices des patients selon leur score du *Fugl-Meyer Upper Extremity* a-t-il un impact sur les résultats des patients ?

Pour évaluer le niveau d'utilisabilité, nous avons sélectionné le questionnaire normalisé SUS pour *System Usability Scale* [Brooke, 1996]. Celui-ci est simple et rapide à administrer. Il se compose de 10 questions dont l'objectif est de déterminer le niveau de satisfaction des utilisateurs du système. Afin de mesurer l'utilisabilité du système, il faut mesurer l'expérience utilisateur. Ce questionnaire permet de mesurer la partie subjective de cette expérience. Chaque question, posée sous forme d'affirmation, utilise une échelle de Likert à 5 points, c'est-à-dire que 5 réponses sont possibles allant de « Pas du tout d'accord » à « Tout à fait d'accord ». Le résultat du questionnaire permet de déterminer un score de satisfaction allant de 0 à 100. Une des manières d'interpréter le score est de le convertir en un rang selon les scores obtenus dans d'autres dispositifs comme préconisé par Bangor et al. [2009], illustré dans la figure 4.1. Il serait aussi possible de comparer le score à ceux d'autres dispositifs de rééducation basés sur la réalité virtuelle. Cependant,

la quantité d'études disponibles ne semble pas suffisante pour effectuer une comparaison pertinente.

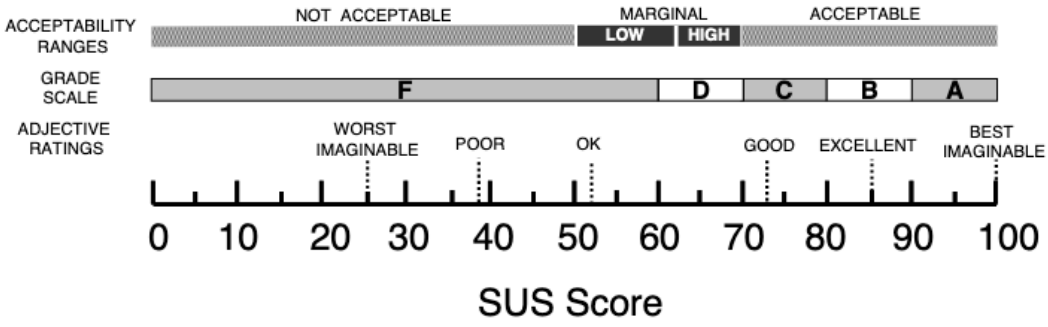


FIGURE 4.1 – Conversion en rang du score de SUS selon 959 études extrait de Bangor et al. [2009]

Concernant la mesure de la difficulté, nous souhaitons savoir si l'augmentation de la difficulté selon notre modèle diminue bien les performances des utilisateurs, et plus particulièrement des patients. Nous souhaitons aussi voir comment la difficulté est-elle perçue par les utilisateurs.

Concernant l'effort, nous utiliserons le RPE 6-20 (*Rating of Perceived Exertion*) [Borg, 1998], aussi appelé échelle de Borg, qui permet de quantifier subjectivement l'intensité d'un exercice. Cette échelle est bornée, comme son nom l'indique, entre 6 et 20. Cela correspond initialement à la fréquence cardiaque divisée par 10. Par exemple, lors d'une activité sportive, lorsqu'une personne donne une note assez forte (note 13), il peut être également constaté que sa fréquence cardiaque est d'environ 130 battements par minute (13 x 10). Dans notre situation, l'effort n'est pas uniquement physique, mais aussi cognitif. Le lien avec la fréquence cardiaque n'est donc pas direct.

Enfin, nous souhaitons évaluer la motivation intrinsèque des utilisateurs lors de l'utilisation du dispositif. Pour mesurer cette motivation, nous avons opté pour l'utilisation du questionnaire normalisé IMI (Intrinsic Motivation Inventory) [Ryan and Deci, 2000]. Ce questionnaire comporte de multiples sous-parties (*Effort / Importance, Perceived competence, Value / Usefulness, Interest / Enjoyment, ...*), dont une spécifique à la motivation intrinsèque nommée « intérêt/plaisir » (*interest/enjoyment*). Celle-ci comporte 7 questions sous la forme d'affirmations dont deux négatives basées sur une échelle de Likert à 7 points.

4.2 Expérimentation

Notre expérimentation a été soumise et validée par le comité d'éthique du CER Paris-Saclay sous l'identifiant : CER-Paris-Saclay-2018-040.

Dans la continuité des questions de recherche, nous avons émis les diverses hypothèses générales suivantes :

— Il n'y aura pas de différence d'utilisabilité (SUS) entre les sujets sains et les patients : nous pensons que le système est autant utilisable par les patients que les sujets sains ;
— La performance des patients sera inversement corrélée à la difficulté proposée : plus l'exercice est difficile, moins bonne est la performance des patients ;
— La performance des sujets sains sera constante quelle que soit la difficulté proposée : comme la difficulté est basée sur un modèle à destination des patients, nous pensons que l'exercice (quelle que soit la difficulté proposée) sera probablement trop facile pour les sujets sains ;
— L'ordre des difficultés perçues (questionnaire) sera identique à l'ordre des difficultés proposées : nous pensons que les utilisateurs sont aptes à identifier les différents niveaux de difficulté ;
— L'effort fourni (RPE 6-20) sera corrélé à la difficulté proposée : une difficulté plus élevée impliquera un effort plus grand ;
— L'investissement (IMI - Effort / Importance) sera plus élevé chez les patients que les sujets sains : nous pensons que les patients vont faire plus d'efforts et plus s'investir dans la tâche car ils sont extrinsèquement motivés par la rééducation motrice ;
— La performance subjective (IMI - Perceived competence) sera plus élevée chez les sujets sains que les patients : les sujets sains n'ayant pas de problème moteur au niveau de leur membre supérieur, la tâche sera plus facile pour eux. De plus, les patients ayant en général des problèmes de confiance en soi, nous pensons que la différence sera statistiquement significative ;
— L'utilité perçue (IMI - Value / Usefulness) par les patients sera supérieure à 4 : nous pensons que les patients vont accepter le dispositif et penser que celui-ci est utile pour leur rééducation motrice ;
— L'appréciation d'utilisation (IMI - Interest / Enjoyment) des patients sera supérieure à 3 : nous pensons que les utilisateurs apprécieront d'utiliser le dispositif.

4.2.1 Participants

Sur notre objectif initial de 50 participants (25 patients et 25 sujets sains), nous avons finalement réussi à réunir 28 patients et 32 sujets sains pour un total de 60 individus. Compte tenu de notre effectif final, nous avons maintenant une puissance d'environ 88% de détecter une différence significative de 10% entre les groupes avec un risque alpha de 0.05.

Notre objectif initial était d'obtenir 50 participants pour constituer 2 groupes de 25 individus pour un plan expérimental inter-sujets avec 1 facteur (type d'individu) qui comporte deux conditions : sujet sain ou patient. Chaque groupe suivra alors un plan intra-sujets avec 1 facteur (difficulté) qui comporte trois valeurs : faible, moyenne ou forte. L'ordre a été compensé par la méthode du carré latin.

Ce nombre cible de participants a été calculé d'après l'étude de Pei et al. [2017]. La passation de l'échelle SUS (System Usability Scale) dans une population mélangée de patients, d'aidants et de thérapeutes indique un score moyen de 71.8 avec un écart-type de 11.9. Si l'hypothèse est testée par un t-test indépendant et en supposant cet écart-type de 11.9, pour obtenir une puissance de 80% de détecter une différence significative de 10%

entre les groupes avec un risque alpha de 0.05, le nombre minimal requis de sujets est n = 23 par groupe. Nous avons donc décidé de partir sur 25 participants par groupe pour avoir une marge minimum.

Ces individus ont été recrutés selon les critères de sélection et de non-inclusion suivants :

Critères de sélection

- Général :
  - Personnes majeures
  - Acceptant de participer à l'étude et de signer le formulaire de consentement
- Patient :
  - Hémiparésie par AVC datant de plus de 6 mois à l'inclusion
  - Pronation passive (position de repos) d'au moins 135° à partir de la position de supination
  - Amplitude de mouvement actif de pronation-supination d'au moins 30°

Critères de non-inclusion

- Général :
  - Problème de compréhension de la langue française
  - Personne sous tutelle ou sous sauvegarde de justice
- Sujet sain :
  - Ayant une limitation fonctionnelle des membres supérieurs
  - Problème de santé significatif impactant le mouvement du membre supérieur et/ou empêchant une communication efficace ou la participation à l'étude
- Patient :
  - Troubles rendant impossible une communication efficace ou la participation à l'étude

4.2.2 Déroulement du plan expérimental

Contexte expérimental Chaque participant était dans la même pièce que l'expérimentateur. Il était assis face à une table sur laquelle était placée une surface matte (sous-main noir RISSLA IKEA) et un écran (clinique Les Trois Soleils 19 pouces ; IBISC 22 pouces). De plus, un capteur Leap Motion© était placé au-dessus de la table. Le capteur ayant été calibré (avant les expérimentations) selon la méthode préconisée par Leap Motion© jusqu'à atteindre au moins le score recommandé de 90 (cf. https://youtu.be/AXHH-QXqzlI). La position du capteur par rapport à l'écran est standardisée. Cependant, sa rotation selon l'axe vertical aura été de 0, 45 ou 90 degrés (tourné dans le sens inverse des aiguilles d'une montre) en fonction de la position de repos du bras des patients. L'objectif étant que Leap Motion© soit toujours le plus perpendiculaire à la main comme visible sur la figure 4.2.

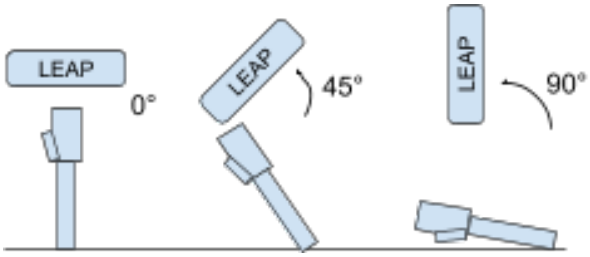


FIGURE 4.2 – Différents positionnements du Leap Motion© par rapport à la main

Procédure expérimentale Après l'arrivée d'un participant dans le lieu d'évaluation (un bureau de recherche au CRF Les Trois Soleils pour les patients et la salle EVRA du laboratoire IBISC pour les sujets sains, cf lieux du déroulement de l'expérience), il devait lire et signer le formulaire de consentement papier de participation à l'étude et le formulaire pour le consentement vidéo (tous ceux qui ne souhaitaient pas être filmé ne l'ont pas été et ont poursuivi l'étude) (temps estimé : 15min). La caméra était positionnée de manière à ce qu'à l'image, nous puissions voir l'écran et les mains comme dans la figure 4.3.

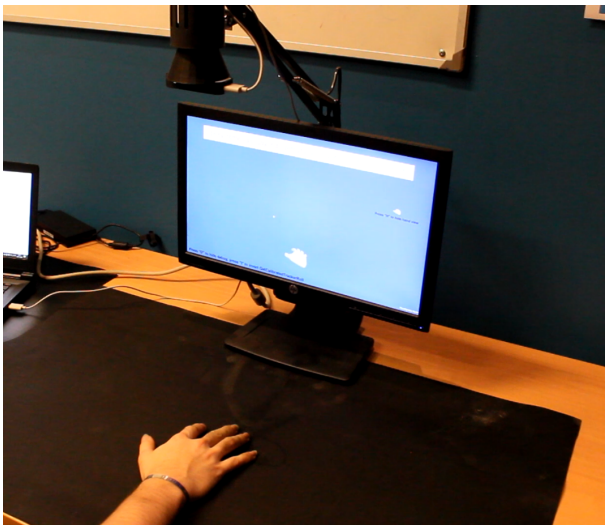


FIGURE 4.3 – Aperçu d'une image selon la position de la caméra

Une fois ces formulaires lus et signés, il était demandé au participant de :

— Répondre à un premier questionnaire visant à identifier son profil général mais aussi vis-à-vis de sa connaissance et son exposition aux jeux vidéo et aux dispositifs technologiques innovants (temps estimé : 5min) ;

— Faire un mouvement de rotation (pronation-supination) du poignet à son amplitude maximale en suivant les instructions de notre dispositif à des fins de calibration (temps estimé : 1min) ;

— Jouer librement pendant une phase de familiarisation d'une minute trente au moins 2 fois avec possibilité de recommencer si besoin (temps estimé : 3min) ;

— Faire 3 fois la tâche expérimentale dans chacune des difficultés établies (0.1 ; 0.5 ; 0.9) dans un ordre compensé par la méthode du carré latin (temps estimé total : 15min) ;

— Répondre à des questionnaires sur l'utilisabilité du dispositif, sa perception de la difficulté entre chaque essai et sa motivation après chaque essai (temps estimé total : 10min), et en fin d'expérimentation (temps estimé : 5min). Les sujets sains rempliront eux-même les questionnaires numériques tandis que l'expérimentateur remplira les questionnaires pour les patients.

Calibration d'amplitude Pour la phase de calibration, il était demandé à l'utilisateur de poser sa main sur le bureau de manière à ce que le dos de la main soit visible (en pronation). Il lui était demandé ensuite de tourner au maximum sa main pour que sa paume soit vers le haut (supination). Une main transparente montrait le mouvement à faire pour faciliter la compréhension générale comme illustré sur la figure 4.4. Par la suite, lors de la tâche expérimentale, les mouvements de pronation-supination se sont fait dans l'amplitude définie par la calibration, afin de permettre à l'individu de parcourir l'ensemble des zones disponibles.

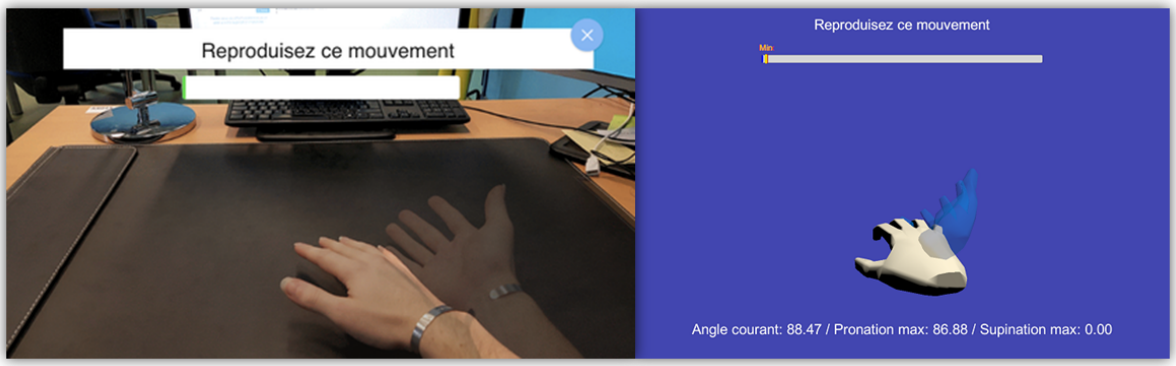


FIGURE 4.4 – Affichage pendant la phase de calibration : consigne vidéo à gauche, retour visuel 3d à droite

Phase de familiarisation Cette phase permet au participant de tester les conditions d'exercices qui lui seront proposées lors de la tâche expérimentale et de bien comprendre qu'uniquement le mouvement de pronation-supination de son poignet impacte le mouvement de l'avatar à l'écran. Lors de cette phase, un problème technique de perte de suivi était simulé afin de permettre au participant d'apprendre le mode opératoire pour que le système détecte à nouveau sa main (enlever puis remettre la main devant la caméra ou faire passer rapidement son autre main sous le capteur).

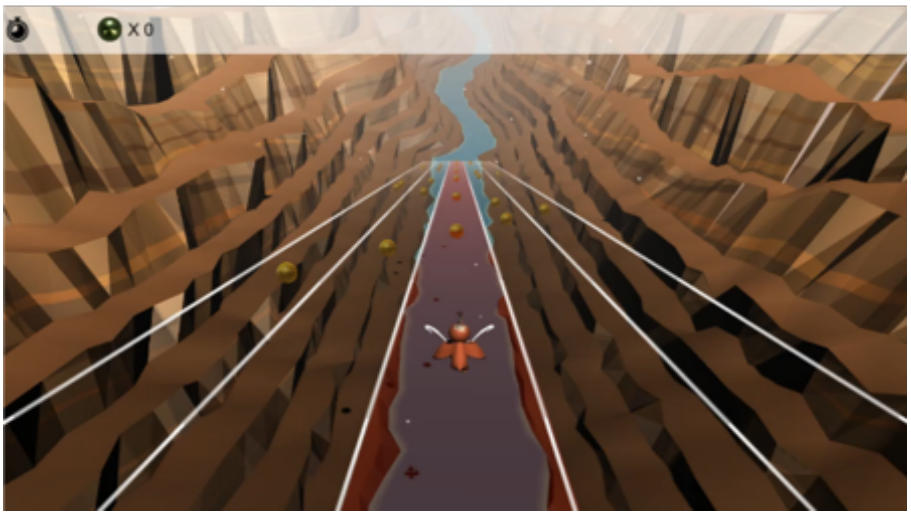


FIGURE 4.5 – Visuel de la tâche

Tâche expérimentale La tâche consistait à contrôler le mouvement d'un avatar (représenté par un oiseau visible sur la figure 4.5) qui se déplace dans un environnement 3D. Le décor défile verticalement automatiquement en direction de l'avatar. Le mouvement de pronation-supination du poignet modifie la position horizontale de l'avatar. L'objectif est d'atteindre des cibles réparties dans 5 colonnes. Chaque essai correspond à un enchaînement spécifique de cibles, et correspond à un niveau de difficulté calculé entre 0 et 1. Pour l'expérimentation, les niveaux contiennent 66 pièces. Cela correspond à 3 sous-niveaux de 20 pièces générées selon la difficulté désirée avec 3 pièces en zone de repos entre les sous-niveaux (facile : 0.1 ; moyen : 0.5 ; difficile : 0.9). Les trois niveaux sont visibles dans la figure 4.6. Un niveau dure environ 1 minute sans interruption.

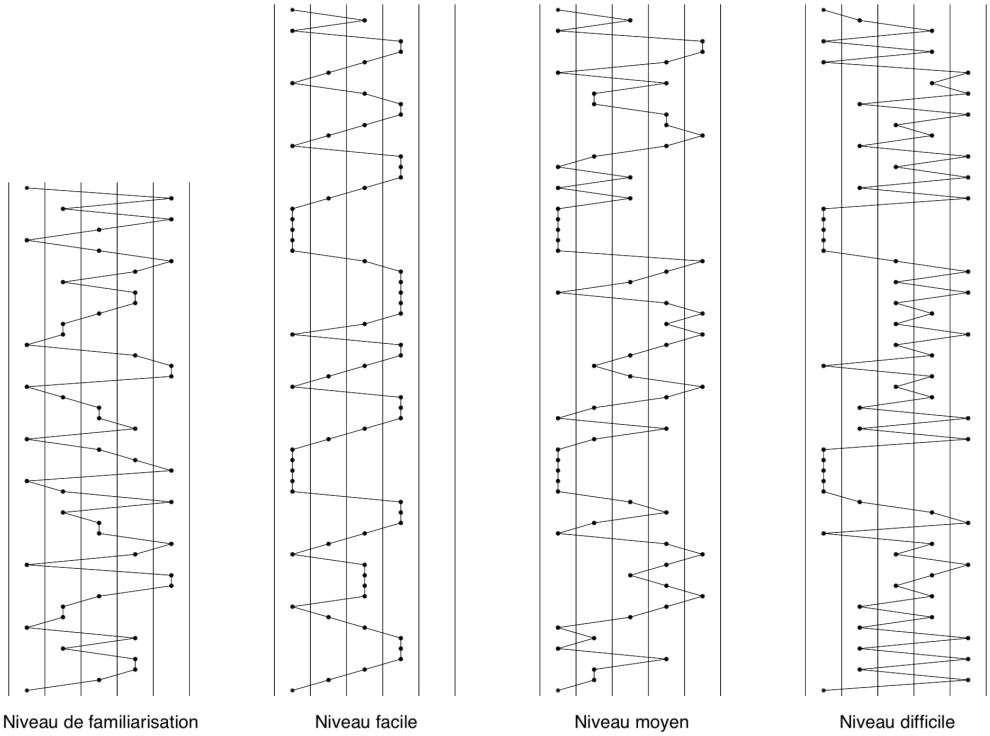


FIGURE 4.6 – Présentation des niveaux : familiarisation, facile, moyen et difficile

Lieux du déroulement de l'expérience Les sujets sains ont été accueillis dans la salle d'expérimentation EVRA du Laboratoire IBISC visible sur la figure 4.7.

FIGURE 4.7 – Salle d'expérimentation EVRA du Laboratoire IBISC dans lequel se déroule l'expérimentation pour les sujets sains

Les patients, quant à eux, ont été accueillis dans le bureau de recherche de la clinique Les Trois Soleils visible dans la figure 4.8.

FIGURE 4.8 – Bureau à la clinique Les Trois Soleils dans lequel se déroule l'expérimentation pour les patients

Les conditions de température ont été similaires. Celles d'éclairage et de luminosité étaient légèrement différentes mais cela ne semble pas avoir significativement impacté ni la qualité de suivi du dispositif Leap Motion©, ni la perception de l'environnement du participant.

Confidentialité et consentement éclairé Des identifiants (numéros uniques) ont été associés aux participants. Aucune donnée n'aura été enregistrée avec le nom du participant. L'association nom-numéro n'est présente que sur le consentement et seul le numéro est associé aux données numériques. Ainsi les données numériques sont stockées anonymement. De plus, les vidéos ne permettent pas d'identifier le participant car seules les mains et l'écran sont visibles. Tous les visages visibles pour une raison quelconque (mouvement trop ample, compensation du tronc, etc.), ont été cachés.

4.3 Résultats

Aucun effet d'ordre n'a été identifié sur l'ensemble des résultats. Pour rappel, l'ordre des niveaux de difficulté des enchaînement spécifiques de cibles a été compensé par la méthode du carré latin. Les résultats appelés statistiquement significatifs correspondent à une valeur de p inférieure à 0.05 dans le cadre de tests statistiques.

4.3.1 Données démographiques et cliniques

Variable	Sujets sains (n=32)	Patients (n=28)
Âge, médiane (écart-type), année	37 (11.22)	57 (15)
Sexe		
Masculin, n (%)	19 (59.375%)	19 (67.857%)
Féminin, n (%)	13 (40.625%)	9 (32.143%)
Latéralité		
Gaucher, n (%)	4 (12.5%)	4 (14.286%)
Droitier, n (%)	28 (87.5%)	24 (85.714%)
Membre utilisé pour l'activité		
Gauche, n (%)	3 (9.375%)	16 (57.143%)
Droit, n (%)	29 (90.625%)	12 (42.857%)
Non dominant, n (%)	1 (3.125%)	16 (57.143%)
Dominant, n (%)	31 (96.875%)	12 (42.857%)
Joueurs de jeux vidéos (%)	18 (56%)	9 (32.143%)

Table 4.1 – Données démographiques

Le déséquilibre du nombre de gauchers est correct car les gauchers représentent entre 8 et 15% de la population mondiale. Le nombre de personnes ayant utilisé leur main dominante (main utilisée de manière préférentielle lors de la majorité des tâches du quotidien) pour l'étude est déséquilibré et fait partie des limitations de l'étude.

Afin de mieux appréhender l'hétérogénéité des patients, nous présentons les données cliniques des patients incluant le détail des scores du *Fugl-Meyer Upper Extremity* ainsi que la présence de plusieurs troubles (sensitifs, dysexécutifs, langage, praxiques, héminégligence et hémianospsie). L'intensité de ces troubles n'a pas été quantifiée, mais nous ne verrions que d'autant plus la variabilité dans les profils patients.

Le score moyen des patients au *Fugl-Meyer Upper Limb* est de 49.1 (8.5). Pour les sous-scores, nous avons une moyenne de 28.3 (4.1) pour l'épaule-coude (EC), 7.1 (1.8) pour le poignet, 9.7 (4.9) pour la main et de 4.5 (0.8) pour la vitesse et coordination. Concernant les troubles des fonctions supérieures, les données de certains patients n'ont pas été renseignées par le médecin. Parmi les données disponibles, quatre patients ont des troubles sensitifs sévères et huit ont des troubles sensitifs modérés. Trois ont un syndrome dysexécutifs. Trois patients présentent des troubles du langage. Aucun patient n'a de trouble praxique. Seulement un patient a une héminégligence et une hémianopsie latérale homonyme.

FM-UE total	FM-EC	FM-P	FM-M	FM-VC	TS	TD	TL	TP	HN	HLH	MP
56	29	9	13	5	2	NaN	0	0	NaN	NaN	D
59	32	9	12	6	1	0	0	0	1	1	G
48	25	7	12	4	1	1	0	0	0	0	G
42	25	6	7	4	1	1	NaN	0	NaN	0	D
47	28	4	11	4	1	1	1	0	0	0	D
45	25	7	8	5	1	0	0	0	0	0	G
54	30	7	12	5	Nan	Nan	Nan	Nan	Nan	Nan	G
56	31	8	13	4	Nan	Nan	Nan	Nan	Nan	Nan	D
39	27	6	2	4	1	0	0	0	0	0	G
40	22	7	7	4	1	NaN	0	NaN	NaN	0	G
59	33	8	25	6	0	NaN	0	0	0	0	G
58	32	8	12	6	0	NaN	NaN	0	0	0	D
36	18	9	4	5	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	0	G
57	31	9	12	5	0	0	0	0	0	0	D
46	31	6	5	4	0	NaN	0	0	0	0	G
61	34	9	14	4	0	0	1	0	0	0	D
47	31	8	4	4	0	0	0	0	0	0	D
39	22	5	8	4	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	G
54	28	9	13	4	2	NaN	1	0	0	0	D
64	36	10	12	6	2	0	0	0	0	0	D
57	30	8	14	5	0	NaN	NaN	NaN	0	0	D
38	27	4	3	4	0	0	0	0	0	0	G
44	28	6	5	5	0	NaN	0	0	0	0	G
36	23	5	4	4	0	0	0	0	0	0	G
38	27	3	5	3	0	0	0	0	0	0	G
51	30	7	10	4	0	0	0	0	0	0	D
56	31	8	13	4	1	NaN	0	0	0	0	D
49	26	6	12	5	2	NaN	0	0	NaN	NaN	G

TABLE 4.2 – Données cliniques des patients incluant le détail des scores du *Fugl-Meyer Upper Extremity* ainsi que plusieurs troubles (sensitifs, dysexécutifs, language, praxiques, héminégligence et hémianospsie)

- FM-UE = *Fugl-Meyer Upper Extremity* (/66) ;
- EC = épaule-coude (/36) ;
- P = poignet (/10) ;
- M = main (/14) ;
- VC = vitesse coordination (/6) ;
- TS = troubles sensitifs (0=aucun, 1=modéré, 2=sévères) ;
- TD = troubles dysexécutifs (NaN=ne sais pas, 0=non, 1=oui) ;
- TL = troubles du langage (NaN=ne sais pas, 0=non, 1=oui) ;
- TP = troubles praxiques (NaN=ne sais pas, 0=non, 1=oui) ;
- HN = héminégligence (NaN=ne sais pas, 0=non, 1=oui) ;
- HLH = hémianopsie latérale homonyme (NaN=ne sais pas, 0=non, 1=oui) ;
- MP = Membre parétique (G=gauche, D=droit)

Dans notre étude, nous souhaitions voir si le score du *Fugl-Meyer Upper Extremity* (visible dans le tableau 4.2), qui pour rappel évalue les capacités motrices du membre supérieur chez les patients sur 66 points, était corrélé à d'autres aspects comme le score de performance ou les résultats aux divers questionnaires. Cependant, aucun lien direct n'a été trouvé.

De plus, compte tenu du faible nombre d'individus et du nombre de données manquantes, l'étude d'une classification selon les divers troubles n'aurait pas de légitimité statistique.

4.3.2 Utilisabilité

Pour rappel, le questionnaire SUS (System Usability Scale) a été utilisé. Celui-ci comporte les questions visibles dans le tableau 4.3.

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

Table 4.3 – Questionnaire SUS

Les questions paires ont été inversées (négation) dans les résultats pour une lecture facilitée et sont indiquées par le signe ¬. Les résultats sont donnés sur une échelle de Likert à 5 points, allant de 0 à 4. Plus le score est proche de 4, plus le résultat est positif. Le total est calculé selon la méthode donnée par le questionnaire SUS et va de 0 à 100. Plus le score est élevé, plus le dispositif est utilisable.

Variable	Minimum	Maximum	Moyenne	Écart-type
Q1	1	4	2.688	1.091
¬Q2	0	4	3.625	0.907
Q3	0	4	3.188	1.030
¬Q4	1	4	3.469	0.950
Q5	2	4	3.375	0.609
¬Q6	3	4	3.844	0.369
Q7	0	4	3.344	0.865
¬Q8	1	4	3.625	0.793
Q9	2	4	3.594	0.560
¬Q10	0	4	3.594	0.875
TOTAL	60	100	85.859	9.172

Table 4.4 – Résultats SUS sujets sains (n=32)

Variable	Minimum	Maximum	Moyenne	Écart-type
Q1	1	4	3.036	0.922
¬Q2	0	4	3.321	1.020
Q3	1	4	3.036	0.962
¬Q4	0	4	2.750	1.456
Q5	1	4	3.071	0.940
¬Q6	1	4	3.429	0.959
Q7	0	4	3.107	1.066
¬Q8	2	4	3.464	0.838
Q9	1	4	3.357	0.870
¬Q10	0	4	3.036	1.261
TOTAL	42.5	97.5	79.018	14.990

TABLE 4.5 – Résultats SUS patients (n=28)

Le score total moyen (Tableau 4.4, Tableau 4.5) des sujets sains est de 85.859 (9.172). Selon Bangor et al. [2009], notre système est de rang B et est considéré comme excellent en termes d'utilisabilité. Le score total moyen des patients est de 79.018 (14.990). Notre système est donc considéré de rang C (presque de rang B) et comme bon en termes d'utilisabilité.

Un test de Shapiro Wilk indique que les deux jeux de données suivent une loi normale. Un test t de Student (t-test) indique qu'il y a une différence statistiquement significative p=0.02 (<0.05).

Notre hypothèse sur le fait qu'il n'y a pas de différences significative entre les deux groupes sur le score d'utilisabilité est donc rejetée.

4.3.3 Difficulté

	Patients			Sujets sains		
Performance (/66)	Facile	Moyen	Difficile	Facile	Moyen	Difficile
Moyenne	40.667	35.542	32.208	63.5	60.857	60.107
Écart-type	10.933	8.738	8.531	2.963	4.767	5.788

TABLE 4.6 – Performances patients (n=28) et sujets sains (n=32)

Nous avons calculé les performances moyennes des patients et des sujets-sains pour chaque niveau de difficulté (facile, moyen et difficile). Pour rappel, la performance correspond au total des pièces collectées, en l'occurence 66, qui correspond au nombre de pièces dispersées dans l'exercice (20 pièces par niveaux de difficulté plus 3 pièce entre le premier et le deuxième niveau et trois pièces entre le deuxième et le troisième niveau). Les résultats sont visibles dans le Tableau 4.6. Un test Shapiro-Wilk permet de vérifier la normalité des distributions. Un test de Levene permet de montrer l'homogénéité des variances. Nous pouvons donc faire une ANOVA (Tableau 4.7, Tableau 4.9) et un *Tukey HSD : Repeated Measures Anova* (Tableau 4.8, Tableau 4.10) afin de déterminer les différences de performances entre chaque niveau de difficulté pour les sujets sains et les patients.

ANOVA				Alpha	0,05	
Sources	SS	df	MS	F	P value	F crit
Subjects	1209,655	27,000	44,802	4,435	1,62E-06	1,693
Groups	177,881	2,000	88,940	8,805	4,90E-04	3,168
Error	545,452	54,000	10,101			
Total	1932,988	83,000				

TABLE 4.7 – ANOVA sur les performances des sujets-sains (n=32)

Q TEST						alpha	0,05
Sujets-sains		mean	q-stat	lower	upper	p-value	Cohen d
Facile	Moyen	2,643	4,400	0,596	4,690	0,008	0,832
Facile	Difficile	3,393	5,649	1,346	5,440	0,001	1,068
Moyen	Difficile	0,750	1,249	-1,297	2,797	0,653	0,236

TABLE 4.8 – *Tukey HSD : Repeated Measures Anova* sur les performances des sujets-sains (n=32) en fonction des niveaux de difficulté

On peut voir chez les sujets-sains qu'il y a une différence significative ($p<0.05$) entre les performances au niveau facile et moyen ainsi que facile et difficile (Tableau 4.7, Tableau 4.8). Nous pouvons donc dire que notre système de difficulté est bien cohérent et impacte la performance. Cependant, même si les différences sont significatives, la puissance de l'effet reste faible.

ANOVA				Alpha	0.05	
Sources	SS	df	MS	F	P value	F crit
Subjects	4835.28	23	210.229	7.20	8.19E-09	1.77
Groups	871.361	2	435.681	14.91	1.02E-05	3.20
Error	1343.97	46	29.2168			
Total	7050.61	71				

TABLE 4.9 – ANOVA sur les performances des patients (n=28)

Q TEST						alpha	0.05
Patients		mean	q-stat	lower	upper	p-value	Cohen d
Facile	Moyen	5.125	4.645	1.346	8.904	0.005	0.948
Facile	Difficile	8.458	7.666	4.680	12.237	6.26E-06	1.565
Moyen	Difficile	3.333	3.021	-0.445	7.112	0.094	0.617

TABLE 4.10 – *Tukey HSD : Repeated Measures Anova* sur les performances des patients (n=28) en fonction des niveaux de difficulté

Chez les patients existe une différence significative ($p<0.05$) entre les performances au niveau facile et moyen ainsi que facile et difficile ainsi qu'une tendance entre moyen et difficile ($p<0.1$) (Tableau 4.9, Tableau 4.10). Nous pouvons donc dire que notre système de difficulté est cohérent et impacte la performance. Cependant, même si les différences sont significatives, la puissance de l'effet reste faible.

Pour chacune des difficultés, les sujets sains présentent des scores de performance supérieurs aux patients (statistiquement significatif (p<0.05)). Un test Shapiro-Wilk a permis de vérifier la normalité des distributions. Un test de Fisher a permis de vérifier l'égalité des variances. Un test de Student a permis de comparer les moyennes pour chaque niveau de difficulté avec respectivement une valeur de p de $1,29E-10$ pour le facile, $8,46E-15$ pour le moyen et $3,47E-19$ pour le difficile. Les deux groupes ont en commun de différencier le facile du moyen et du difficile. Cependant, la différence entre le moyen et le difficile semble être trop faible pour être visible. La faible magnitude de l'effet pourrait être une des raisons pour lesquelles la différence n'est pas significative entre le niveau moyen et difficile. Les deux niveaux ont des performances trop proches et l'impact de la difficulté ne semble donc pas linéaire.

En ce qui concerne l'aspect sujectif de la difficulté, les sujets sains et les patients ont répondu à la sous-section compétence perçue (*perceived competence*) de l'IMI dont les questions sont visibles dans le tableau 4.11 et les résultats sont visibles dans le tableau 4.12.

Q1	Je pense être assez bon dans cette activité
Q2	Comparé aux autres participants, je pense être plutôt performant dans cette activité
Q3	Après un peu de pratique, je me suis senti vraiment performant
Q4	Je suis satisfait de ma performance dans cette activité
Q5	J'étais assez habile dans cette activité
Q6	C'était une activité que je ne pouvais pas très bien faire

Table 4.11 – Questions de la sous-section compétence perçue (*perceived competence*) de l'IMI

	Patients		Sujets sains	
	Moyenne	σ	Moyenne	σ
Q1	4.5	1.43	5.5	1.19
Q2	3.3	1.74	4.4	1.54
Q3	4.5	1.45	5.8	1.03
Q4	4.5	1.83	5.5	1.34
Q5	4.0	1.52	5.1	1.67
¬Q6	4.5	1.99	6.7	0.64
TOTAL	4.2	0.96	5.5	0.76

Table 4.12 – Résultats de la sous-section compétence perçue (*perceived competence*) de l'IMI pour les patients (n=28) et les sujets sains (n=32)

Un test Shapiro-Wilk a permis de vérifier la normalité des distributions. Un test de Fisher a permis de vérifier l'égalité des variances. Un test t de Student a permis de comparer les moyennes entre les patients et les sujets sains dont la valeur de p est $2.12E-07$. Il y a donc bien une différence statistiquement significative (p<0.05) sur la compétence perçue (performance subjective) entre les sujets sains et les patients. En effet, les patients pensent moins bien réussir contrairement aux sujets sains. Cela pourrait s'expliquer par le fait que l'exercice présente une réelle difficulté pour les patients.

De plus, nous avons demandé aux individus de donner un score de difficulté entre 0 et 10 pour chaque niveau. Lorsque nous étudions ces résultats, 50% des patients ont classés les

niveaux de difficulté dans l'ordre attendu contre 72% des sujets sains.

Nous avons aussi souhaité étudier le pourcentage de récupération des cibles par colonne (Tableau 4.13) ainsi que le pourcentage des succès pour chaque transition de notre modèle (Tableau 4.14).

Pourcentage de récupération / Colonne	1	2	3	4	5
Sujets sains	88%	93%	94%	94%	88%

TABLE 4.13 – Pourcentage de récupération par colonne pour les sujets sains (n=32) et les patients (n=28)

Contrairement à ce que nous pensions, la zone de repos (colonne 1) n'est finalement pas la colonne qui possède le meilleur ratio de récupération de pièces. Il semblerait que les sujets sains « restent en tension » probablement afin d'être plus réactifs et d'atteindre plus facilement les deux extrémités. Pour eux, la zone de repos serait donc plutôt celle où la main est à l'intermédiaire de la pronation maximale et supination maximale. Cependant, ce groupe d'individu n'a pas de difficulté motrice.

Sujets sains		1	2	3	4	5
1	%	90%	81%	78%	68%	63%
	/	693/768	338/416	199/256	87/128	80/128
2	%	77%	94%	87%	86%	69%
	/	99/128	60/64	222/256	276/320	110/160
3	%	80%	91%	98%	90%	70%
	/	229/288	58/64	94/96	461/512	112/160
4	%	76%	90%	88%	93%	73%
	/	317/416	115/128	280/320	478/512	233/320
5	%	66%	68%	69%	67%	81%
	/	63/96	174/256	133/192	150/224	26/32

TABLE 4.14 – Pourcentages de réussite des transitions chez les sujets sains (n=32)
la colonne 1 correspond à la pronation maximale tandis que la colonne 5 à la supination maximale. Les valeurs ont été inversées pour les gauchers afin que les colonnes soit correctes.
Les transitions se lisent dans le tableau comme : ligne → colonne. La transition $t_{2\to3}$ est donc de 87%.

Concernant le pourcentage de réussite des transitions, nous trouvons des résultats plutôt éloignés de ceux que nous pourrions attendre compte tenu de notre modèle. Cependant, cela est naturel car notre système est avant tout conçu et paramétré pour des patients.

Patients	1	2	3	4	5
1	326/528 62%	105/286 37%	42/176 24%	8/88 9%	5/88 6%
2	36/88 41%	20/44 45%	78/176 44%	57/220 26%	8/110 7%
3	60/198 30%	15/44 34%	38/66 58%	131/352 37%	9/110 8%
4	58/286 20%	28/88 32%	98/220 45%	169/352 48%	26/220 12%
5	7/66 11%	13/176 7%	13/132 10%	16/154 10%	3/22 14%

TABLE 4.15 – Pourcentages de réussite des transitions chez les patients (n=28)
la colonne 1 correspond à la pronation maximale tandis que la colonne 5 à la supination maximale. Les valeurs ont été inversées pour les gauchers afin que les colonnes soit correctes.
Les transitions se lisent dans le tableau comme : ligne → colonne. La transition $t_{2\to3}$ est donc de 44%.

Transitions	Pourcentage de réussite
1-1	62%
3-3	58%
4-4	48%
2-2, 4-3	45%
2-3	44%
2-1	41%
1-2, 3-4	37%
3-2	34%
4-2	32%
3-1	30%
2-4	26%
1-3	24%
4-1	20%
5-5	14%
4-5	12%
5-1	11%
5-3, 5-4	10%
1-4	9%
3-5	8%
2-5, 5-2	7%
1-5	6%

TABLE 4.16 – Pourcentages ordonnés de réussite des transitions chez les patients (n=28)

Le pourcentage de réussite des transitions nous permet de voir quelle serait la difficulté (uniquement liée aux transitions) des mouvements pour les patients. Attention cependant, l'analyse précédente sur le pourcentage de récupération par colonne des cibles ainsi que le pourcentage des succès pour chaque transition n'est que partielle. En effet, l'analyse ne prend pas en compte la partie de notre modèle qui concerne l'endurance. Cette analyse est donc plutôt exploratoire et a pour but de nous permettre de réfléchir certains aspects

du modèle. De plus les valeurs des aptitudes ont été dans un premier temps mises en place pour des patients. Il n'est donc pas surprenant que les résultats des sujets sains ne soient pas en adéquation avec notre modèle.

4.3.4 Effort et importance

		Patients		Sujets sains	
		Moyenne	σ	Moyenne	σ
Q1	J'ai fait beaucoup d'effort durant l'activité	4.4	1.93	1.9	1.28
¬Q2	Je n'ai pas vraiment essayé de bien faire cette activité	6.7	0.53	6.8	0.79
Q3	J'ai vraiment essayé de bien faire cette activité	6.6	0.56	6.6	0.71
Q4	C'était important pour moi de bien faire cette activité	6.4	0.84	6.3	1
¬Q5	Je n'ai pas mis beaucoup d'énergie dans cette activité	5.0	2.12	3.6	2.08
	TOTAL	5.8	0.79	5	0.48

TABLE 4.17 – Résultats de la sous-section effort et importance (*effort importance*) de l'IMI pour les patients (n=28) et les sujets sains (n=32)

Un test Shapiro-Wilk a permis de vérifier la normalité des distributions. Un test de Fisher a permis de vérifier l'égalité des variances. Un test t de Student a permis de comparer les moyennes entre les patients et les sujets sains dont la valeur de p est $1.95E-05$. Il y a donc bien une différence statistiquement significative ($p<0.05$) sur la sous-section effort et importance entre les sujets sains et les patients. En effet, les patients pensent fournir beaucoup d'énergie et d'efforts contrairement aux sujets sains (différences significatives ($p<0.05$) avec un test de student sur Q1 et Q5). Cependant, leur investissement (importance) est similaire.

De plus, nous avons demandé aux individus de donner un score d'effort entre 0 et 10 pour chaque niveau. Lorsque nous étudions ces résultats, on trouve que 57% des patients ont classés les niveaux de difficulté par leur effort dans l'ordre attendu contre 78% des sujets sains.

4.3.5 Motivation

		Patients		Sujets sains	
		Moyenne	σ	Moyenne	σ
Q1	J'ai beaucoup apprécié faire cette activité	6.3	1.29	6.3	1
Q2	Cette activité a été amusante à faire	5.8	1.68	6.5	0.92
¬Q3	J'ai trouvé cette activité ennuyante	6.6	0.88	6.5	1.08
¬Q4	Cette activité n'a pas du tout retenu mon attention	6.8	0.59	6.4	1.24
Q5	Je trouve cette activité très intéressante	6.4	1.23	6.3	0.9
Q6	J'ai trouvé cette activité plutôt appréciable	6.3	0.86	6.3	1.17
Q7	En faisant cette activité, je pensais combien je l'appréciais	5.2	1.55	5.5	1.24
	TOTAL	6.2	0.88	6.3	0.78

TABLE 4.18 – Résultats de la sous-section intérêt et amusement (*interest enjoyment*) de l'IMI pour les patients (n=28) et les sujets sains (n=32)

Les résultats de la sous-section intérêt et amusement (*interest/enjoyment*) de l'IMI (Tableau 4.18) montrent que les patients et les sujets sains ont un intérêt fort et identique (pas de différence significative car le résultat du test de Student a une valeur de $p = 0.36$).

		Moyenne	Écart-type
Q1	Je crois que cette activité peut m'apporter quelque chose	6.0	0.90
Q2	Je crois que cette activité est utile pour la rééducation de mon bras	5.8	1.29
Q3	Je pense qu'il est important de faire cette activité car elle peut me faire progresser	5.9	1.38
Q4	Je serais volontaire pour refaire cette activité car elle m'apporte quelque chose	6.1	1.21
Q5	Je pense que faire cette activité peut m'aider à améliorer la fonction de mon bras	5.9	1.42
Q6	Je pense que pratiquer cette activité peut m'être bénéfique	6.1	1.18
Q7	Je pense que c'est une activité importante	6.0	1.35
	TOTAL	6.0	1.17

TABLE 4.19 – Résultats de la sous-section valeur et utilité (*value usefulness*) de l'IMI pour les patients (n=28)

Pour rappel, la sous-section valeur et utilité (*value usefulness*) de l'IMI n'a été proposée qu'aux patients, les sujets sains n'ayant pas d'intérêt à utiliser le dispositif. Les résultats (Tableau 4.19) montrent que les patients trouvent le système utile pour leur rééducation motrice du membre supérieur. L'activité est donc motivante et aussi perçue par les patients comme bénéfique pour leur rééducation.

4.3.6 Corrélations

Nous avons souhaité étudier les corrélations (linéaires) entre l'ensemble des facteurs chez les sujets sains et les patients. Cependant, l'analyse est encore partielle et les résultats donnés ici sont ceux qui ont été identifiés dans un premier temps.

Pour les sujets sains :

— Les résultats du SUS et de la sous-section intérêt et amusement de l'IMI ont une corrélation de 0.537 avec *p-value* de 0.004 : plus les personnes trouvent le système utilisable, plus ils le trouvent intéressant ;

— Joueurs de jeux vidéos et la sous-section compétence perçue de l'IMI : corrélation de 0.615 avec *p-value* de 0.001 (*Wilcoxon - Mann Whitney* avec *p-value* de 0.0006) : Les joueurs de jeux vidéos s'estiment plus compétents que les non-joueurs ;

— Joueurs de jeux vidéos et performances au niveau moyen : corrélation de 0.492 avec p-value de 0.009 (*Wilcoxon - Mann Whitney* avec *p-value* de 0.01) : les joueurs de jeux vidéos ont de meilleures performances au niveau intermédiaire (moyenne=62.4) que les non-joueurs (moyenne=58) ;

— Joueurs de jeux vidéos et performances au niveau difficile : corrélation de 0.492 avec *p-value* de 0.008 (*Wilcoxon - Mann Whitney* avec *p-value* de 0.01) : les joueurs de jeux vidéos ont de meilleures performances au niveau difficile (moyenne=62.4) que les non-joueurs (moyenne=56).

4.3.7 Pertes de suivi *(tracking)*

Parmi les pertes de suivi nous avons comptabilisé le temps pendant lequel le Leap Motion© ne détecte rien ou se trompe de main. Le temps de perte de suivi moyen est de $1.2s$ pour les patients et de $0.87s$ pour les sujets sains. Ces résultats montrent la robustesse du suivi du Leap Motion©.

Perte de tracking (seconds)	Patients			Sujets sains		
Niveau de difficulté	Facile	Moyen	Difficile	Facile	Moyen	Difficile
Minimum	0	0	0	0	0	0
Maximum	11.6	12.4	9.0	24.9	26.2	13.8
Moyenne	0.9	1.4	1.3	0.9	1.2	0.5
Écart-type	3.0	3.1	2.6	4.4	4.8	2.5

TABLE 4.20 – Perte de suivi par niveau de difficulté pour patients (n=28) et sujets sains (n=32)

Il n'y a aucune différence significative ($p<0.05$) entre les deux groupes pour chacun des niveaux de difficulté. Un test Shapiro-Wilk a permis de vérifier la normalité des distributions. Un test de Fisher a permis de vérifier l'égalité des variances. Un test de Student a permis de comparer les moyennes avec des valeurs de p de 0.481 pour le facile, 0.425 pour le moyen et 0.147 pour le difficile.

4.3.8 Analyse du mouvement

L'analyse du mouvement a exclusivement été réalisée par le service recherche de la clinique Les Trois Soleils dans le cadre du projet CESAAR-AVC. Pour rappel, la disposition des éléments est celle présentée sur la figure 4.9. En analyse du mouvement humain, il est habituel de considérer le corps humain comme un système mécanique composé de corps rigides (les parties du corps sont alors supposées indéformables) articulés entre eux. De ce fait les mouvements des différentes parties du corps peuvent être quantifiés en étudiant directement les mouvements de leurs repères respectifs. Il est donc indispensable de connaître ces repères.

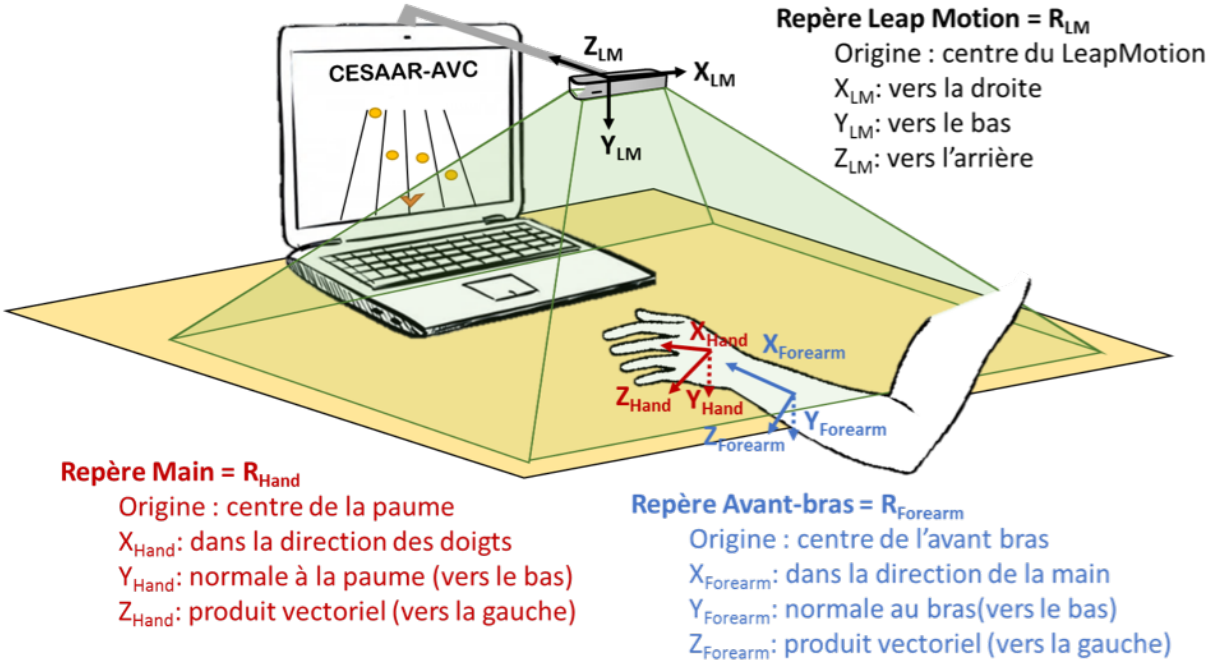


FIGURE 4.9 – Vue générale des mesures réalisées avec le Leap Motion© avec présentation des repères de l'étude réalisée par le service recherche de la clinique Les Trois Soleils

Trois repères sont utilisés dans cette étude : un repère propre au dispositif de mesure ($R_{LeapMotion}$) qui est le repère de référence des mesures, un repère représentant la main (R_{Hand}) et un repère lié à l'avant-bras ($R_{Forearm}$). Les repères de la main et de l'avant-bras sont exprimés dans le repère Leap Motion©.

Avant de parler de biomécanique, il est nécessaire de faire un rappel concernant la cinématique tridimensionnelle du solide.

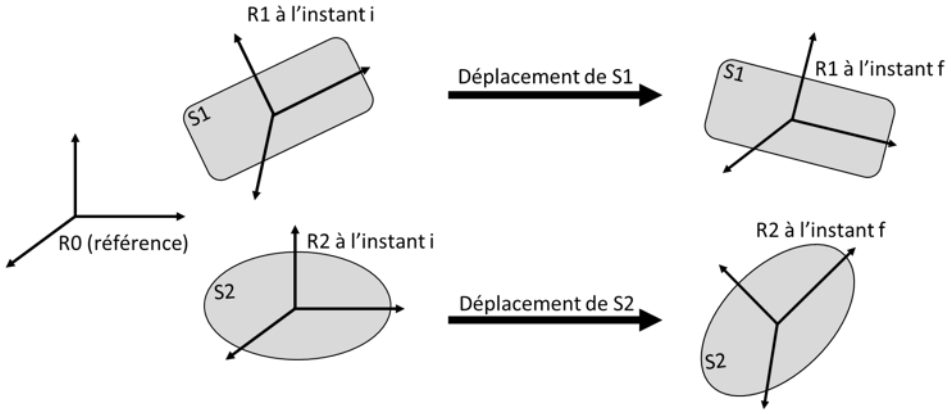


FIGURE 4.10 – Cinématique 3D du solide illustrée par le service recherche de la clinique Les Trois Soleils

Si nous considérons, comme sur la figure 4.10, le mouvement de 2 solides et donc leurs repères respectifs, différentes données peuvent être mathématiquement caractérisées :

— La position de $S1$ par rapport à $R0$ et la position de $S2$ par rapport à $R0$ aux 2 instants (i et f) ;

— La position de $S2$ par rapport à $S1$ aux 2 instants (i et f) ;

— La variation de position de $S1$ rapport à $R0$ et la variation de position de $S2$ par rapport à $S0$ entre les 2 instants (i et f) ;

— La variation de position de $S2$ par rapport à $S1$ entre les 2 instants (i et f).

Si nous considérons que $S1$ correspond à l'avant-bras et $S2$ à la main, avec $R0$ le repère Leap Motion©, le système nous fournit comme résultat la première grandeur, c'est-à-dire, la position de l'avant-bras et la position de la main par rapport au repère R_{LM} à chaque instant de l'acquisition. Notamment, nous récupérons pour chaque solide (main et avant-bras) et à chaque instant une matrice de rotation sous la forme de quaternion et un vecteur représentant les translations.

L'avantage de cette expression des rotations sous forme de quaternion réside dans son efficacité dans le calcul des déplacements en 3D. Cependant, sans rentrer dans les détails purement mécaniques, son calcul des angles se fait autour d'un unique axe mobile qui se positionne selon la rotation désirée. Du fait de l'utilisation d'un seul axe, la représentation mentale des angles obtenus est complètement abstraite. Or, dans le cas de l'analyse du mouvement du corps, il est nécessaire de connaitre les axes de rotations afin de pouvoir communiquer avec les cliniciens pour lesquels connaitre l'aspect fonctionnel du mouvement est essentiel. La méthode classiquement utilisée en biomécanique est la méthode d'angles de Cardan et d'Euler, qui permet la quantification de trois rotations successives. L'ordre de ces rotations successives a été étudié et la Société Internationale

de Biomécanique (ISB) a proposé des recommandations pour standardiser l'expression des rotations articulaires [Wu et al., 2005].

Se basant sur cette méthode de calcul des rotations et partant de ce que nous fournit le dispositif de mesure, certains calculs doivent être mis en place afin d'arriver à quantifier la valeur qui nous intéresse le plus : la variation de position de $S2$ par rapport à $S1$ entre les deux instants i et f, c'est-à-dire la variation de position de la main par rapport à l'avant-bras entre les différents instants du mouvement.

D'un point de vue mathématique, nous connaissons :

— La position du repère Avant-bras dans le repère Leap Motion© traduite par la position de son origine et par sa matrice de passage :

$$\overrightarrow{O_{LM}O_{Forearm}} \; et \; \overrightarrow{P_{R_{LM}R_{Forearm}}}$$

— La position du repère Main dans le repère Leap Motion© traduite par la matrice de passage :

$$\overrightarrow{O_{LM}O_{Hand}} \; et \; P_{R_{LM}R_{Hand}}$$

Nous pouvons donc calculer la position du repère Main dans le repère Avant-bras :

$$\overrightarrow{O_{ForeArm}O_{Hand}} = \overrightarrow{O_{ForeArm}O_{LM}} + \overrightarrow{O_{LM}O_{Hand}} = -\overrightarrow{O_{LM}O_{ForeArm}} + \overrightarrow{O_{LM}O_{Hand}}$$

$$P_{R_{Forearm}R_{Hand}} = P_{R_{Forearm}R_{LM}} P_{R_{LM}R_{Hand}} = (P_{R_{Forearm}R_{LM}})^{-1} P_{R_{LM}R_{Hand}}$$

Ainsi que la matrice de rotation du mouvement de la main par rapport à l'avant-bras :

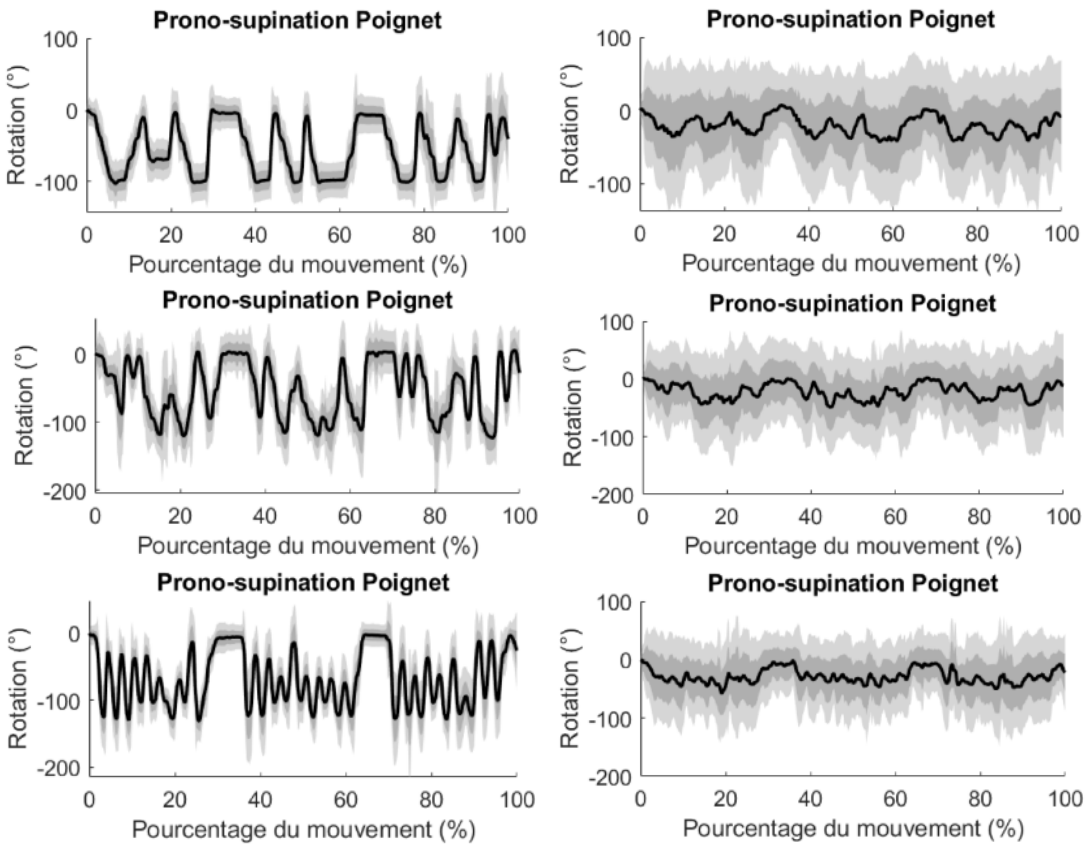
$$[R_{R_{ForeArm} \rightarrow R_{Hand}}]_{R_{ForeArm}}$$

Cela nous permettant alors de calculer les indicateurs cinématiques de l'analyse 3D du mouvement :

— Angles de rotation 3D (1 angle autour de chaque axe du repère donc 3 angles) ;

— Translations 3D (1 translation le long de chaque axe du repère donc 3 translations).

La figure 4.11 représente les rotations du poignet dans l'axe de pronation-supination. Nous avons à gauche, les courbes des sujets sains et à droite celles des patients, du plus facile (haut) au plus difficile (bas).



ligne noire pour la moyenne ; gris foncé pour ± 1 écart-type ; gris clair pour ± 2 écarts-types

FIGURE 4.11 – Analyse du mouvement des sujets sains à gauche et des patients à droite lors du niveau de difficulté facile, moyen et difficile (du haut vers le bas)

Chez les sujets sains, quel que soit le niveau de difficulté, on distingue très nettement la trajectoire commune dans l'axe de pronation-supination du poignet visible sur la figure 4.11. Par contre, chez les patients, il est très difficile d'identifier la trajectoire dans l'axe de pronation-supination du poignet. En effet, au-delà des difficultés rencontrées par les patients dans l'anticipation de l'arrivée des cibles, on note une variance très importante dans l'exécution motrice du mouvement. Pour plus de détail, l'ensemble des courbes extraites de l'analyse du mouvement est disponible en annexe A.

Par la suite, nous pourrons comparer chacun des patients à la moyenne des sujets sains pour évaluer un score de trajectoire. Cette méthodologie pourrait être éventuellement appliquée dans le cadre d'évaluation clinique. L'objectif étant alors de quantifier la distance à la normalité. L'étude individuelle des courbes peut aussi permettre la détection de comportements liés à l'héminégligence (si toutes les cibles d'un côté ne sont pas atteintes), aux tremblements et aux synergies anormales.

4.4 Discussion

Utilisabilité

Notre système est utilisable, que ce soit par les sujets sains mais aussi les patients. Si l'on regarde dans le détail, les différences significatives se situent sur les questions Q4, Q6 et Q10 [1]. Cela signifie que :

— Les patients pensent davantage qu'ils auraient besoin d'un support technique pour être capable d'utiliser ce système que les sujets sains ;

— Les patients pensent davantage qu'il y a des incohérences dans le système que les sujets sains ;

— Les patients pensent davantage qu'ils ont dû apprendre beaucoup de choses avant de se sentir familiarisés avec ce système que les sujets sains.

Compte tenu du fait que la population de patients est moins proche des dispositifs technologiques innovants que les sujets sains (cf données démographiques sur l'âge et les jeux vidéos), même si les patients de l'études avaient pour la plupart utilisé des dispositifs robotiques, il paraît naturel qu'ils pensent avoir plus besoin d'un support technique ainsi que de devoir apprendre beaucoup de choses avant de se sentir familiarisés. Il faut aussi mettre en avant que les moyennes restent tout de même basses, indépendamment de cette différence significative. En ce qui concerne les incohérences du système, cela pourrait provenir du fait que certains patients avec des troubles cognitifs plus prononcés ne comprennent pas complètement le système. De la même manière, les moyennes restent basses indépendamment de la différence significative.

Difficulté

Contrairement à ce que nous pensions, notre système de difficulté semble aussi fonctionner sur des sujets sains. En effet, chez les patients comme chez les sujets sains, les performances diminuent lorsque la difficulté augmente. Cependant, la magnitude de cette diminution reste faible. Il est donc nécessaire d'inclure d'autres variables que l'emplacement des cibles comme la vitesse de défilement, le nombre de colonnes ainsi que le nombre total de cibles afin de pouvoir faire varier les performances sur l'ensemble des possibles. De plus, les valeurs des aptitudes aujourd'hui prédéterminée par les thérapeutes ont pour vocation à n'être que les valeurs de départ du système de gestion. L'idée est que par la suite, ces valeurs soient automatiquement ajustées en fonction des performances des patients. Il serait alors possible de déterminer un profil d'aptitudes motrices pour chaque exercice. Celui-ci permettrait au patient de mieux identifier les aspects à améliorer et au thérapeute de savoir comment ajuster le protocole thérapeutique.

Motivation

Les patients et les sujets sains ont un intérêt fort et identique. Cela semble indiquer que le jeu à visée thérapeutique est bien conçu afin de susciter de la motivation chez les

1. Le test Fisher a été appliqué pour étudier l'égalité des variances et les différences significatives correspondent à des valeurs de p inférieures à 0.05 via le test de Student

utilisateurs. De plus, les patients trouvent que le système est utile pour leur rééducation motrice du membre supérieur.

Limitations

Une des limitations de l'étude concerne la proportion d'individus sains qui utilisent leur membre dominant. En effet, nous aurions du randomisé l'usage du membre pour équilibrer la proportion avec les patients. De plus, lorsque nous comparons les sujets sains aux patients, on peut aussi constater une différence notable dans les âges des individus ainsi qu'une plus grande proportion de joueurs de jeux vidéos chez les sujets sains. Il existe aussi un biais de sélection car tous les patients ont été sélectionnés à partir d'une base de données déjà existante. Cependant, la non randomisation peut limiter le biais de sélection.

Une autre limitation est l'utilisation de questionnaire comme l'IMI, difficile parfois à remplir pour les patients. Ce problème a déjà été constaté dans d'autres études comme celle de Mihelj et al. [2012]. Les doubles négations peuvent induire en erreur les patients. Il serait donc intéressant de trouver un questionnaire ayant les mêmes propriétés, mais plus facilement compréhensible pour des patients post-AVC ayant des déficiences cognitives.

Cela nous amène à une autre limitation : l'intervention directe de l'ergothérapeute en charge de faire passer l'expérimentation qui induit un risque de biais. Cela peut amener à ce que les réponses soient moins honnêtes car le patient connaît l'ergothérapeute. De plus, les variations dans le discours et les explications peuvent aussi influencer les réponses des patients. Cependant, cela permet aussi de vérifier la bonne compréhension des questions à double négation et garantie la cohérence des réponses à ces questions. Toutefois ces biais ont été limités par le fait qu'il n'y ai eu qu'un ergothérapeute en charge de faire passer les questionnaires aux patients.

Nous avons aussi une limitation dans l'étude de la motivation. En effet, nous ne mesurons la motivation qu'à un instant donné. Il serait intéressant par la suite de suivre l'évolution de cette motivation dans le temps afin de voir si elle est suffisamment forte pour permettre l'adhésion et la rétention des patients.

Une dernière limitation concerne la variance élevée des résultats chez les patients. Il est en réalité difficile de conclure lorsque les écarts sont si importants. Notamment au niveau statistique. Les notions de tests et de significativité sont déjà discutées dans la littérature et sont beaucoup plus sujettes à mauvaises interprétations lorsque les valeurs sont si hétérogènes. Si plus de temps avait été disponible, il aurait pu être intéressant d'étudier les intervalles de confiance afin d'améliorer l'analyse et la discussion des résultats.

4.5 Conclusion

Grâce aux résultats de cette étude expérimentale, nous savons maintenant que notre dispositif est utilisable chez les sujets sains mais surtout chez les patients. Certains aspects peuvent encore être améliorés afin d'accroitre l'utilisabilité, comme notamment la robustesse du suivi pour éviter les pertes de suivi ainsi que les mauvaises interprétations ; car si les temps moyens de perte de suivi sont plutôt faibles dans les résultats présentés, certains utilisateurs ont quand même rencontré des difficutés.

Ce protocole expérimental nous aura aidé à mieux comprendre l'impact de notre système de gestion de la difficulté sur les performances des utilisateurs. En effet, si la magnitude de l'effet est faible concernant la topologie des niveaux, il sera nécessaire d'inclure d'autres variables comme la vitesse de défilement et le nombre de colonnes.

Les résultats indiquent aussi que le dispositif motive fortement les patients, autant que les sujets sains. De plus, les patients pensent que le dispositif est utile pour leur rééducation. Cela nous encourage donc à penser que de tels dispositifs pourraient améliorer l'adhésion thérapeutique des patients.

Conclusion générale

Ces travaux de recherche ont été menés grâce au laboratoire IBISC, l'entreprise Interaction Healthcare et la clinique Les Trois Soleils. Ils ont porté sur la conception et l'évaluation d'un système d'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur post-AVC. Plus particulièrement, nous nous sommes intéressés à la gestion de la difficulté dans les jeux à visée thérapeutique afin d'améliorer l'utilisabilité du système ainsi que la motivation des patients. En effet, l'adhésion thérapeutique doit être maximisée pour améliorer la récupération motrice des patients, notamment lors du retour à domicile.

Nous avons tout d'abord étudié les solutions existantes pour en extraire les composantes principales. Parmi celles-ci, on retrouve par exemple les interfaces d'interactions, les rétroactions et les indicateurs cinématiques ainsi que l'adaptation de la difficulté. Nous avons ensuite étudié les méthodes d'adaptation de la difficulté dans les jeux à visée thérapeutique. Nous en avons extrait les éléments nécessaires à la gestion de la difficulté, comme la calibration pour la définition d'un profil patient ainsi que la génération de niveau en fonction d'une difficulté visée. Le problème principal que l'on rencontre dans ces méthodes est leur manque d'abstraction. De plus, plusieurs de ces méthodes demandent de récolter des données sur les patients en amont afin de construire un modèle qui pourrait s'appliquer à tous. Nous pensons qu'il est nécessaire de gérer la difficulté de manière personnalisée. Nous avons donc orienté nos travaux dans cette optique.

Notre première contribution concerne le développement d'un système d'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur qui est bas-coût, non-invasif et facile d'installation. Ce système est basé sur un Leap Motion© (caméra stéréo infrarouge permettant de suivre les mouvements des mains) placé au-dessus d'une table (pour permettre au patient d'avoir un support contre-pesanteur) qui permet d'interagir avec des environnements virtuels 3D affichés sur un écran.

Notre seconde contribution concerne le développement de deux exercices de rééducation selon une méthode centrée utilisateur en collaboration avec la clinique Les Trois Soleils. Le premier exercice permet de faire travailler la flexion-extension du coude ainsi que la mobilité de l'épaule en pointant des cibles dans l'espace. Le second permet de faire travailler le mouvement de pronation-supination du poignet en contrôlant un avatar qui doit récupérer des cibles qui défilent dans sa direction.

Notre troisième contribution concerne la conception d'un système de mesure de la difficulté basé sur les aptitudes motrices. Celui-ci a pour but de s'abstraire de la tâche et ainsi d'être applicable à de multiples exercices. Il se concentre sur les aptitudes motrices mises en jeu lors de la rééducation du membre supérieur que sont l'amplitude, la vitesse, la précision et le maintien. De plus, il prend en compte la fatigue à travers l'aptitude d'endurance.

Notre premier test préliminaire, sur un groupe de 8 patients sélectionnés sur leur expérience des nouvelles technologies (comme les dispositifs de rééducation robotiques disponibles à la clinique), a permis de voir que notre dispositif fonctionnait convenablement et que la tâche de pointage leur était compréhensible. Les réactions des patients et thérapeutes ont été particulièrement positives. Ils ont trouvé le système agréable, facile à utiliser, simple et intéressant. Suite à ce premier test, nous avons voulu étudier plus rigoureusement l'utilisabilité du dispositif ainsi que l'impact de notre système de gestion de la difficulté sur un groupe de sujets sains (n=32) ainsi que sur un groupe de patients (n=28). Les résultats ont montré une utilisabilité excellente (moyenne de 85.859 sur 100 pour le score du SUS). Notre système de gestion de la difficulté, initialement conçu et paramétré pour les patients impacte les performances des sujets sains de manière cohérente mais avec une faible intensité (moyenne d'environ 3% de différence entre les scores du niveau facile et difficile). De la même manière, les sujets sains ont trouvé l'activité fortement motivante (moyenne de 6.3 au score de l'IMI *Interest/Enjoyment*) ce qui constitue des résultats très encourageants. Concernant le groupe de patients (n=28), les résultats ont montré une bonne utilisabilité (moyenne de 79.018 sur 100 pour le score du SUS). Notre système de gestion de la difficulté impacte bien les performances des patients de manière cohérente mais comme chez les sujets sains, avec une intensité plutôt faible (moyenne d'environ 12% de différence entre les scores du niveau facile et difficile). Les patients ont trouvé l'activité fortement motivante (moyenne de 6.2 au score de l'IMI *Interest/Enjoyment*).

Concernant nos perspectives, nous souhaiterions continuer l'analyse des données et utiliser les intervalles de confiances pour s'assurer de la fiabilité des résultats des tests statistiques. Comme discuté dans la littérature depuis plusieurs années [Harlow et al., 2013], les tests statistiques ne donnent qu'une information sur la potentielle existence d'un effet mais en aucun cas sa magnitude ni sa précision. Car même si nous avons estimé une puissance statistique de 80% sur notre test principal, celle-ci reste limitée à ce test et n'est pas aussi forte que nous l'aurions souhaité (95%). Ensuite, nous souhaitons améliorer le système de gestion de la difficulté en étudiant l'impact d'autres variables telles que la vitesse de défilement et le nombre de colonnes. De plus, notre objectif est d'appliquer ce système étendu à l'adaptation automatique de la difficulté, pour analyser son utilité sur plusieurs séances de rééducation. Enfin, une fois validé sur d'autres exercices, nous construirons un framework pour faciliter son application future. Nous pourrons dès lors continuer nos travaux de recherche sur d'autres aspects du projet tels que la mise en place de la plateforme patient-thérapeute, l'amélioration de l'adhésion thérapeutique à travers d'autres éléments (comme la variation et la personnalisation de contenu), l'impact des rétroactions sur la récupération motrice et l'impact de la représentation de l'avatar sur l'apprentissage moteur.

L'efficacité thérapeutique de nos exercices reste encore à tester par une étude clinique. En effet, ce travail conséquent fera l'objet d'un prochain projet de recherche en collaboration étroite entre la clinique Les Trois Soleils et le laboratoire IBISC. Pour mener à bien ce projet, il sera nécessaire de continuer et finaliser la rédaction du protocole (déjà initiée lors de mon travail de thèse) afin de le soumettre à un comité de protection des personnes (CPP). Ce protocole aura pour but d'étudier l'adhésion et l'efficacité thérapeutique chez des patients en phase chronique pour de l'auto-rééducation à domicile. Car si la motivation a été testée lors d'une utilisation, il sera aussi nécessaire de la tester sur une plus longue durée et ainsi mieux identifier les facteurs qui l'impactent lors d'une utilisation en autonomie.

Bibliographie

Chadia Abras, Diane Maloney-Krichmar, and Jenny Preece. User-centered design. *Bainbridge, W. Encyclopedia of Human-Computer Interaction. Thousand Oaks : Sage Publications*, 37(4) :445–456, 2004.

Ana Maria Acosta, Hendrik A. Dewald, and Jules P. A. Dewald. Pilot study to test effectiveness of video game on reaching performance in stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(4) :431, 2011. ISSN 0748-7711. doi: 10.1682/JRRD.2010.04.0052.

Sergei Adamovich, Fluet Gerard G, Tunik Eugene, and Merians Alma S. Sensorimotor training in virtual reality : A review. *Neurorehabilitation*, 25(1) :29–44, 2009a. ISSN 1053-8135. doi: 10.3233/NRE-2009-0497.

Sergei V Adamovich, Gerard G Fluet, Abraham Mathai, Qinyin Qiu, Jeffrey Lewis, and Alma S Merians. Design of a complex virtual reality simulation to train finger motion for persons with hemiparesis : A proof of concept study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1) :28, 2009b. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/1743-0003-6-28.

Sergei V. Adamovich, Gerard G. Fluet, Alma S. Merians, Abraham Mathai, and Qinyin Qiu. Incorporating haptic effects into three-dimensional virtual environments to train the hemiparetic upper extremity. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 17(5) :512–520, October 2009c. ISSN 1558-0210. doi: 10.1109/TNSRE.2009.2028830.

Gazihan Alankus, Amanda Lazar, Matt May, and Caitlin Kelleher. Towards customizable games for stroke rehabilitation. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pages 2113–2122. ACM, 2010.

Margit Alt Murphy and Charlotte K. Häger. Kinematic analysis of the upper extremity after stroke – how far have we reached and what have we grasped ? *Physical Therapy Reviews*, 20(3) :137–155, June 2015. ISSN 1083-3196, 1743-288X. doi: 10.1179/1743288X15Y.0000000002.

Scott Ambler. *Agile Modeling : Effective Practices for Extreme Programming and the Unified Process*. John Wiley & Sons, 2002.

Philippe S. Archambault, Jodie Ng Fuk Chong, Gianluca Sorrento, Francois Routhier, and Patrick Boissy. Comparison of powered wheelchair driving performance in a real and in a simulated environment. In *2011 International Conference on Virtual Rehabilitation*, pages 1–7, Zurich, Switzerland, June 2011. IEEE. ISBN 978-1-61284-475-6. doi: 10.1109/ICVR.2011.5971807.

H. F. Bagce, S. Saleh, S. V. Adamovich, and E. Tunik. Visuomotor discordance in virtual reality : Effects on online motor control. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 7262–7265, Boston, MA, August 2011. IEEE. ISBN 978-1-4577-1589-1 978-1-4244-4121-1 978-1-4244-4122-8. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091835.

Belén Rubio Ballester, Martina Maier, Rosa María San Segundo Mozo, Victoria Castañeda, Armin Duff, and Paul F. M. J. Verschure. Counteracting learned non-use in chronic stroke patients with reinforcement-induced movement therapy. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13 :74, 2016. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-016-0178-x.

Belén Rubio Ballester, Jens Nirme, Irene Camacho, Esther Duarte, Susana Rodríguez, Ampar Cuxart, Armin Duff, and Paul F.M.J Verschure. Domiciliary VR-Based Therapy for Functional Recovery and Cortical Reorganization : Randomized Controlled Trial in Participants at the Chronic Stage Post Stroke. *JMIR Serious Games*, 5(3) :e15, August 2017. ISSN 2291-9279. doi: 10.2196/games.6773.

Albert Bandura. Self-efficacy. *The Corsini encyclopedia of psychology*, 2010.

Aaron Bangor, Philip Kortum, and James Miller. Determining What Individual SUS Scores Mean : Adding an Adjective Rating Scale. *Journal of usability studies*, 4(3) : 114–123, 2009.

Sergi Bermúdez i Badia, Gerard G. Fluet, Roberto Llorens, Judith E. Deutsch, Roberto Llorens, and Judith E. Deutsch. Virtual Reality for Sensorimotor Rehabilitation Post Stroke : Design Principles and Evidence. In *Neurorehabilitation Technology*, pages 573–603. Springer International Publishing, Cham, 2016. ISBN 978-3-319-28601-3 978-3-319-28603-7.

Timothy W. Bickmore and Rosalind W. Picard. Establishing and maintaining long-term human-computer relationships. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)*, 12(2) :293–327, 2005.

Rebecca L. Birkenmeier, Eliza M. Prager, and Catherine E. Lang. Translating Animal Doses of Task-Specific Training to People With Chronic Stroke in 1-Hour Therapy Sessions : A Proof-of-Concept Study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(7) : 620–635, September 2010. ISSN 1545-9683, 1552-6844. doi: 10.1177/1545968310361957.

Maxence Bobin. *Étude et conception d'objets de rééducation instrumentés pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs des patients après un AVC.* PhD thesis, Université Paris-Saclay, 2018.

R Boian, A Sharma, C Han, A Merians, G Burdea, S Adamovich, M Recce, M Tremaine, and H Poizner. Virtual Reality-Based Post-Stroke Hand Rehabilitation. *Boian, R., Sharma, A., Han, C., Merians, A., Burdea, G., Adamovich, S., ... & Poizner, H. (2002). Virtual reality-based post-stroke hand rehabilitation. Studies in health technology and informatics*, pages 64–70, 2002.

Bruno Bonnechère, Bart Jansen, Inès Haack, Lubos Omelina, Véronique Feipel, Serge Van Sint Jan, and Massimo Pandolfo. Automated functional upper limb evaluation of

patients with Friedreich ataxia using serious games rehabilitation exercises. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), December 2018. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-018-0430-7.

Gunnar Borg. *Borg's Perceived Exertion and Pain Scales.* Human kinetics, 1998.

Matthew Botvinick, Jonathan Cohen, et al. Rubber hands' feel'touch that eyes see. *Nature*, 391(6669) :756–756, 1998.

Jurgen Broeren, Martin Rydmark, Ann Björkdahl, and Katharina Stibrant Sunnerhagen. Assessment and training in a 3-dimensional virtual environment with haptics : A report on 5 cases of motor rehabilitation in the chronic stage after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(2) :180–189, 2007. ISSN 1545-9683. doi: 10.1177/1545968306290774.

John Brooke. SUS - A quick and dirty usability scale. *Usability evaluation in industry*, 189(194) :4–7, 1996.

Floor Buma, Gert Kwakkel, and Nick Ramsey. Understanding upper limb recovery after stroke. *Restorative neurology and neuroscience*, 31(6) :707–722, 2013.

Cathrin Bütefisch, Horst Hummelsheim, Petra Denzler, and Karl-Heinz Mauritz. Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. *Journal of the neurological sciences*, 130(1) :59–68, 1995.

Mónica S. Cameirão, Sergi Bermúdez i Badia, Esther Duarte Oller, and Paul FMJ Verschure. Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System : Methodology, design, psychometrics, usability and validation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 7(1) :1, 2010.

Mónica S. Cameirão, Sergi Bermúdez i Badia, Esther Duarte, and Paul FMJ Verschure. Virtual reality based rehabilitation speeds up functional recovery of the upper extremities after stroke : A randomized controlled pilot study in the acute phase of stroke using the rehabilitation gaming system. *Restorative neurology and neuroscience*, 29 (5) :287–298, 2011.

Mónica S. Cameirão, Asim Smailagic, Guangyao Miao, and Dan P. Siewiorek. Coaching or gaming ? Implications of strategy choice for home based stroke rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1), December 2016. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-016-0127-8.

James R Carey, William K Durfee, Ela Bhatt, Ashima Nagpal, Samantha A Weinstein, Kathleen M Anderson, and Scott M Lewis. Comparison of finger tracking versus simple movement training via telerehabilitation to alter hand function and cortical reorganization after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*, 21(3) :216–232, 2007.

Jun Hwan Choi, Eun Young Han, Bo Ryun Kim, Sun Mi Kim, Sang Hee Im, So Young Lee, and Chul Woong Hyun. Effectiveness of Commercial Gaming-Based Virtual Reality Movement Therapy on Functional Recovery of Upper Extremity in Subacute Stroke Patients. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 38(4) :485, 2014. ISSN 2234-0645, 2234-0653. doi: 10.5535/arm.2014.38.4.485.

M.C. Cirstea and M.F. Levin. Improvement of Arm Movement Patterns and Endpoint Control Depends on Type of Feedback During Practice in Stroke Survivors. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21(5) :398–411, September 2007. ISSN 1545-9683, 1552-6844. doi: 10.1177/1545968306298414.

Mélanie Cogné, Etienne Guillaud, Laurène Guillot, Evelyne Klinger, Bertrand Glize, Sophie Jacquin-Courtois, Jean-René Cazalets, and Pierre-Alain Joseph. Association between prism adaptation and auditory cues on spatial navigation in individuals with unilateral neglect. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, April 2019. ISSN 18770657. doi: 10.1016/j.rehab.2019.03.005.

Roberto Colombo, Fabrizio Pisano, Alessandra Mazzone, Carmen Delconte, Silvestro Micera, M Chiara Carrozza, Paolo Dario, and Giuseppe Minuco. Design strategies to improve patient motivation during robot-aided rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1), December 2007. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/1743-0003-4-3.

Lauri Connelly, Yicheng Jia, Maria L Toro, Mary Ellen Stoykov, Robert V Kenyon, and Derek G Kamper. A Pneumatic Glove and Immersive Virtual Reality Environment for Hand Rehabilitative Training After Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(5) :551–559, October 2010. ISSN 1534-4320, 1558-0210. doi: 10.1109/TNSRE.2010.2047588.

Susan Coote, Brendan Murphy, William Harwin, and Emma Stokes. The effect of the GENTLE/s robot-mediated therapy system on arm function after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 22(5) :395–405, May 2008. ISSN 0269-2155, 1477-0873. doi: 10.1177/0269215507085060.

J H Crosbie, S Lennon, M C McGoldrick, M D J McNeill, J W Burke, and S M McDonough. Virtual reality in the rehabilitation of the upper limb after hemiplegic stroke : A randomised pilot study. In *The 7th International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies with ArtAbilitation*, volume 229, page 235. ICDVRAT and the University of Reading, Reading, 2008. ISBN 978-0-7049-1500-8.

Jacqueline H. Crosbie, Michael D. J. McNeill, James Burke, and Suzanne McDonough. Utilising technology for rehabilitation of the upper limb following stroke : The Ulster experience. *Physical Therapy Reviews*, 14(5) :336–347, October 2009. ISSN 1083-3196, 1743-288X. doi: 10.1179/108331909X12540993897892.

M. Csikszentmihalyi and K. Rathunde. The measurement of flow in everyday life : Toward a theory of emergent motivation. *J. E. Jacobs (Ed.), Current theory and research in motivation*, 40(Nebraska Symposium on Motivation, 1992 : Developmental perspectives on motivation) :57–97, 1993.

Ana de los Reyes-Guzmán, Iris Dimbwadyo-Terrer, Fernando Trincado-Alonso, Félix Monasterio-Huelin, Diego Torricelli, and Angel Gil-Agudo. Quantitative assessment based on kinematic measures of functional impairments during upper extremity movements : A review. *Clinical Biomechanics*, 29(7) :719–727, August 2014. ISSN 02680033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.06.013.

Christine de Peretti, Olivier Grimaud, Philippe Tuppin, Francis Chin, and France Woimant. Prévalence des accidents vasculaires cérébraux et de leurs séquelles et impact sur les activités de la vie quotidienne : Apports des enquêtes déclaratives Handicap-santé-ménages et Handicap-santé-institution. *Prévalence*, 10(1), 2012.

Liesbet De Wit, Peter Theuns, Eddy Dejaeger, Stefanie Devos, Andreas R Gantenbein, Eric Kerckhofs, Birgit Schuback, Wilfried Schupp, and Koen Putman. Long-term impact of stroke on patients' health-related quality of life. *Disability and Rehabilitation*, pages 1–6, 2016.

Edward L. Deci, Haleh Eghrari, Brian C. Patrick, and Dean R. Leone. Facilitating Internalization : The Self-Determination Theory Perspective. *Journal of Personality*, 62(1) :119–142, March 1994. ISSN 0022-3506, 1467-6494. doi: 10.1111/j.1467-6494.1994.tb00797.x.

M. Dennis. Emotional outcomes after stroke : Factors associated with poor outcome. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 68(1) :47–52, January 2000. ISSN 00223050. doi: 10.1136/jnnp.68.1.47.

Dan Ding, Hsin-Yi Liu, Rosemarie Cooper, Rory A. Cooper, Asim Smailagic, and Dan Siewiorek. Virtual Coach Technology for Supporting Self-Care. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 21 :179–194, 2010. ISSN 1047-9651. doi: 10.1016/j.pmr.2009.07.012.

Jon Driver and Charles Spence. Multisensory perception : Beyond modularity and convergence. *Current Biology*, 10(20) :R731–R735, October 2000. ISSN 09609822. doi: 10.1016/S0960-9822(00)00740-5.

Alexander W. Dromerick, Catherine E. Lang, Rebecca Birkenmeier, Michele G. Hahn, Shirley A. Sahrmann, and Dorothy F. Edwards. Relationships between upper-limb functional limitation and self-reported disability 3 months after stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 43(3) :401, 2006. ISSN 0748-7711. doi: 10.1682/JRRD.2005.04.0075.

J. Dunbar-Jacob, J. A. Erlen, E. A. Schlenk, C. M. Ryan, S. M. Sereika, and W. M. Doswell. Adherence in chronic disease. *Annual Review of Nursing Research*, 18 :48–90, 2000. ISSN 0739-6686.

Pamela W. Duncan, Larry B. Goldstein, David Matchar, George W. Divine, and John Feussner. Measurement of motor recovery after stroke. Outcome assessment and sample size requirements. *Stroke*, 23(8) :1084–1089, 1992.

Pamela W Duncan, Larry B Goldstein, Ronnie D Horner, Pamela B Landsman, Gregory P Samsa, and David B Matchar. Similar motor recovery of upper and lower extremities after stroke. *Stroke*, 25(6) :1181–1188, 1994.

Pamela W Duncan, Sue Min Lai, and John Keighley. Defining post-stroke recovery : Implications for design and interpretation of drug trials. *Neuropharmacology*, 39(5) : 835–841, 2000.

Pamela W. Duncan, Ronnie D Horner, Dean M Reker, Gregory P Samsa, Helen Hoenig, Byron Hamilton, Barbara J LaClair, and Tara K Dudley. Adherence to Postacute Rehabilitation Guidelines Is Associated With Functional Recovery in Stroke. *Stroke*, 33(1) :167–77, 2002.

Terry Ellis, Nancy K. Latham, Tamara R. DeAngelis, Cathi A. Thomas, Marie Saint-Hilaire, and Timothy W. Bickmore. Feasibility of a Virtual Exercise Coach to Promote Walking in Community-Dwelling Persons with Parkinson Disease. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 92(6) : 472–485, June 2013. ISSN 0894-9115. doi: 10.1097/PHM.0b013e31828cd466.

Kynan Eng, E. Siekierka, M. Cameirao, L. Zimmerli, P. Pyk, A. Duff, F. Erol, C. Schuster, C. Bassetti, D. Kiper, et al. Cognitive virtual-reality based stroke rehabilitation. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006*, pages 2839–2843. Springer, 2007a.

Kynan Eng, Ewa Siekierka, Pawel Pyk, Edith Chevrier, Yves Hauser, Monica Cameirao, Lisa Holper, Karin Hägni, Lukas Zimmerli, Armin Duff, Corina Schuster, Claudio Bassetti, Paul Verschure, and Daniel Kiper. Interactive visuo-motor therapy system for stroke rehabilitation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(9) :901–907, September 2007b. ISSN 0140-0118, 1741-0444. doi: 10.1007/s11517-007-0239-1.

Catelijne Victorien Erren-Wolters, Henk van Dijk, Alexander C. de Kort, Maarten J. IJzerman, and Michiel J. Jannink. Virtual reality for mobility devices : Training applications and clinical results : A review :. *International Journal of Rehabilitation Research*, 30(2) :91–96, June 2007. ISSN 0342-5282. doi: 10.1097/MRR.0b013e32813a2e00.

Anke Eyck, Kelvin Geerlings, Dina Karimova, Bernt Meerbeek, Lu Wang, Wijnand IJsselsteijn, Yvonne de Kort, Michiel Roersma, and Joyce Westerink. Effect of a virtual coach on athletes' motivation. In *International Conference on Persuasive Technology*, pages 158–161. Springer, 2006.

Iza Faria-Fortini, Stella Maris Michaelsen, Janine Gomes Cassiano, and Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela. Upper extremity function in stroke subjects : Relationships between the international classification of functioning, disability, and health domains. *Journal of Hand Therapy*, 24(3) :257–265, 2011.

Kevin C. Farmer. Methods for measuring and monitoring medication regimen adherence in clinical trials and clinical practice. *Clinical Therapeutics*, 21(6) :1074–1090, June 1999. ISSN 01492918. doi: 10.1016/S0149-2918(99)80026-5.

Valery L Feigin, Mohammad H Forouzanfar, Rita Krishnamurthi, George A Mensah, Myles Connor, Derrick A Bennett, Andrew E Moran, Ralph L Sacco, Laurie Anderson, Thomas Truelsen, et al. Global and regional burden of stroke during 1990–2010 : Findings from the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, 383(9913) : 245–255, 2014.

Anatol G. Feldman and Mindy F. Levin. The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behavioral and Brain Sciences*, 18(4) :723–744, December 1995. ISSN 0140-525X, 1469-1825. doi: 10.1017/S0140525X0004070X.

Fabien Fenouillet. *Les Théories de La Motivation-2e Éd.* Dunod, 2016.

Henry D Fernandez B, Koji Mikami, and Kunio Kondo. Adaptable Game Experience Based on Player's Performance and EEG. In *2017 Nicograph International (NicoInt)*, pages 1–8, Kyoto, Japan, June 2017. IEEE. ISBN 978-1-5090-5332-2. doi: 10.1109/NICOInt.2017.11.

E. Fery-Lemonnier. *La Prévention et La Prise En Charge Des Accidents Vasculaires Cérébraux En France*. Ministère de la santé et des sports, June 2009.

Hilde Feys, Willy De Weerdt, Geert Verbeke, Gail Cox Steck, Chris Capiau, Carlotte Kiekens, Eddy Dejaeger, Gustaaf Van Hoydonck, Guido Vermeersch, and Patrick Cras. Early and repetitive stimulation of the arm can substantially improve the long-term outcome after stroke : A 5-year follow-up study of a randomized trial. *Stroke*, 35(4) : 924–929, 2004.

Heidi C. Fischer, Kathy Stubblefield, Tiffany Kline, Xun Luo, Robert V. Kenyon, and Derek G. Kamper. Hand Rehabilitation Following Stroke : A Pilot Study of Assisted Finger Extension Training in a Virtual Environment. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 14(1) :1–12, January 2007. ISSN 1074-9357, 1945-5119. doi: 10.1310/tsr1401-1.

Paul M. Fitts. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of experimental psychology*, 47(6) :381, 1954.

Gerard G. Fluet and Judith E. Deutsch. Virtual Reality for Sensorimotor Rehabilitation Post-Stroke : The Promise and Current State of the Field. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 1(1) :9–20, March 2013. ISSN 2167-4833. doi: 10.1007/s40141-013-0005-2.

Gerard G. Fluet, Alma S. Merians, Qinyin Qiu, Ian Lafond, Soha Saleh, Viviana Ruano, Andrea R. Delmonico, and Sergei V. Adamovich. Robots Integrated With Virtual Reality Simulations for Customized Motor Training in a Person With Upper Extremity Hemiparesis : A Case Study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 36(2) :79–86, June 2012. ISSN 1557-0576. doi: 10.1097/NPT.0b013e3182566f3f.

N. Friedman, V. Chan, D. Zondervan, M. Bachman, and D. J. Reinkensmeyer. MusicGlove : Motivating and quantifying hand movement rehabilitation by using functional grips to play music. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2359–2363, Boston, MA, 2011. IEEE. ISBN 978-1-4577-1589-1 978-1-4244-4121-1 978-1-4244-4122-8. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090659.

Mariusz P. Furmanek, Luis F. Schettino, Mathew Yarossi, Sofia Kirkman, Sergei V. Adamovich, and Eugene Tunik. Coordination of reach-to-grasp in physical and haptic-free virtual environments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), December 2019. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-019-0525-9.

Vered Gadidi, Michal Katz-Leurer, Eli Carmeli, and Natan M. Bornstein. Long-Term Outcome Poststroke : Predictors of Activity Limitation and Participation Restriction. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(11) :1802–1808, November 2011. ISSN 00039993. doi: 10.1016/j.apmr.2011.06.014.

Domien Gijbels, Ilse Lamers, Lore Kerkhofs, Geert Alders, Els Knippenberg, and Peter Feys. The Armeo Spring as training tool to improve upper limb functionality in multiple sclerosis : A pilot study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1), December 2011. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/1743-0003-8-5.

Maja Gorsic, Ali Darzi, and Domen Novak. Comparison of two difficulty adaptation strategies for competitive arm rehabilitation exercises. In *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pages 640–645, London, July 2017. IEEE. ISBN 978-1-5386-2296-4. doi: 10.1109/ICORR.2017.8009320.

L. L. Harlow, S. A. Mulaik, and J. H. Steiger. *What If There Were No Significance Tests ?* Psychology Press, 2013.

Samar M. Hatem, Geoffroy Saussez, Margaux della Faille, Vincent Prist, Xue Zhang, Delphine Dispa, and Yannick Bleyenheuft. Rehabilitation of motor function after stroke : A multiple systematic review focused on techniques to stimulate upper extremity recovery. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, 2016.

Haute Autorité de Santé. *Accident Vasculaire Cérébral : Méthodes de Rééducation de La Fonction Motrice Chez l'adulte.* Service documentation – information des publics, 2012.

Rb Haynes. Determinants of compliance : The disease and the mechanics oftreatment. *Compliance in health care*, 1979.

Rb Haynes, H McDonald, Ax Garg, and P Montague. Interventions for helping patients to follow prescriptions for medications. In *Cochrane Database of Systematic Reviews.* John Wiley & Sons, Ltd, Chichester, UK, April 2002. doi: 10.1002/14651858.CD000011.

Amy Henderson, Nicol Korner-Bitensky, and Mindy Levin. Virtual Reality in Stroke Rehabilitation : A Systematic Review of its Effectiveness for Upper Limb Motor Recovery. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 14(2) :52–61, March 2007. ISSN 1074-9357, 1945-5119. doi: 10.1310/tsr1402-52.

S. Hesse, C. Werner, M. Pohl, S. Rueckriem, J. Mehrholz, and M.L. Lingnau. Computerized Arm Training Improves the Motor Control of the Severely Affected Arm After Stroke : A Single-Blinded Randomized Trial in Two Centers. *Stroke*, 36(9) :1960–1966, September 2005. ISSN 0039-2499, 1524-4628. doi: 10.1161/01.STR.0000177865.37334.ce.

Nadia Hocine, Abdelkader Gouaïch, Stefano A. Cerri, Denis Mottet, Jérome Froger, and Isabelle Laffont. Adaptation in serious games for upper-limb rehabilitation : An approach to improve training outcomes. *User Modeling and User-Adapted Interaction*, 25 (1) :65–98, 2015.

Darren R. Hocking, Hassan Farhat, Rebeca Gavrila, Karen Caeyenberghs, and Nora Shields. Do Active Video Games Improve Motor Function in People With Developmental Disabilities ? A Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 100(4) :769–781, April 2019. ISSN 00039993. doi: 10.1016/j.apmr.2018.10.021.

Maureen K. Holden. Virtual environments for motor rehabilitation : Review. *Cyberpsychology & behavior*, 8(3) :187–211, 2005.

Maureen K. Holden, Thomas A. Dyar, and Lilian Dayan-Cimadoro. Telerehabilitation Using a Virtual Environment Improves Upper Extremity Function in Patients With Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(1) : 36–42, March 2007. ISSN 1534-4320. doi: 10.1109/TNSRE.2007.891388.

Nete Hornnes, Klaus Larsen, and Gudrun Boysen. Little Change of Modifiable Risk Factors 1 Year after Stroke : A Pilot Study. *International Journal of Stroke*, 5(3) :157–162, June 2010. ISSN 1747-4930, 1747-4949. doi: 10.1111/j.1747-4949.2010.00424.x.

Sarah J. Housman, Kelly M. Scott, and David J. Reinkensmeyer. A Randomized Controlled Trial of Gravity-Supported, Computer-Enhanced Arm Exercise for Individuals With Severe Hemiparesis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(5) :505–514, June 2009. ISSN 1545-9683, 1552-6844. doi: 10.1177/1545968308331148.

Robin Hunicke and Vernell Chapman. AI for Dynamic Difficulty Adjustment in Games. *Challenges in Game Artificial Intelligence AAAI Workshop*, pages 91–96, 2005.

Netha Hussain, Katharina S. Sunnerhagen, and Margit Alt Murphy. End-point kinematics using virtual reality explaining upper limb impairment and activity capacity in stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), December 2019. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-019-0551-7.

Marco Iosa, Giovanni Morone, Augusto Fusco, Marcello Castagnoli, Francesca Romana Fusco, Luca Pratesi, and Stefano Paolucci. Leap motion controlled videogame-based therapy for rehabilitation of elderly patients with subacute stroke : A feasibility pilot study. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 22(4) :306–316, August 2015. ISSN 1074-9357, 1945-5119. doi: 10.1179/1074935714Z.0000000036.

David Jack, Rares Boian, Alma S. Merians, Marilyn Tremaine, Grigore C. Burdea, Sergei V. Adamovich, Michael Recce, and Howard Poizner. Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 9 (3) :308–318, 2001.

Sung Ho Jang, Sung H. You, Mark Hallett, Yun Woo Cho, Chong-Mi Park, Sang-Hyun Cho, Hyun-Young Lee, and Tae-Hoon Kim. Cortical Reorganization and Associated Functional Motor Recovery After Virtual Reality in Patients With Chronic Stroke : An Experimenter-Blind Preliminary Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(11) :2218–2223, November 2005. ISSN 00039993. doi: 10.1016/j.apmr.2005.04.015.

H. Janssen, J. Bernhardt, J. M. Collier, E. S. Sena, P. McElduff, J. Attia, M. Pollack, D. W. Howells, M. Nilsson, M. B. Calford, and N. J. Spratt. An Enriched Environment Improves Sensorimotor Function Post-Ischemic Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(9) :802–813, November 2010. ISSN 1545-9683, 1552-6844. doi: 10.1177/1545968310372092.

Heidi Janssen, Louise Ada, Julie Bernhardt, Patrick McElduff, Michael Pollack, Michael Nilsson, and Neil J. Spratt. An enriched environment increases activity in stroke patients undergoing rehabilitation in a mixed rehabilitation unit : A pilot non-randomized

controlled trial. *Disability and Rehabilitation*, 36(3) :255–262, February 2014. ISSN 0963-8288, 1464-5165. doi: 10.3109/09638288.2013.788218.

Martin Jennings-Teats, Gillian Smith, and Noah Wardrip-Fruin. Polymorph : Dynamic difficulty adjustment through level generation. In *Proceedings of the 2010 Workshop on Procedural Content Generation in Games - PCGames '10*, pages 1–4, Monterey, California, 2010. ACM Press. ISBN 978-1-4503-0023-0. doi: 10.1145/1814256.1814267.

Michael T. Jurkiewicz, Susan Marzolini, and Paul Oh. Adherence to a Home-Based Exercise Program for Individuals After Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 18(3) : 277–284, May 2011. ISSN 1074-9357, 1945-5119. doi: 10.1310/tsr1803-277.

M. A. Just, P. J. Stapley, M. Ros, F. Naghdy, and D. Stirling. A comparison of upper limb movement profiles when reaching to virtual and real targets using the Oculus Rift : Implications for virtual-reality enhanced stroke rehabilitation. *Virtual Reality & Associated Technologies, Gothenburg, Sweden*, pages 2–4, 2014.

Alain Kaelin-Lang, Lumy Sawaki, and Leonardo G. Cohen. Role of Voluntary Drive in Encoding an Elementary Motor Memory. *Journal of Neurophysiology*, 93(2) :1099–1103, February 2005. ISSN 0022-3077, 1522-1598. doi: 10.1152/jn.00143.2004.

Joanna O Kelly, Sharon L Kilbreath, Glen M Davis, Brian Zeman, and Jacqui Raymond. Cardiorespiratory fitness and walking ability in subacute stroke patients11No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(12) :1780–1785, December 2003. ISSN 00039993. doi: 10.1016/S0003-9993(03)00376-9.

Maryam Khademi, Hossein Mousavi Hondori, Alison McKenzie, Lucy Dodakian, Cristina Videira Lopes, and Steven C. Cramer. Free-hand interaction with leap motion controller for stroke rehabilitation. In *Proceedings of the Extended Abstracts of the 32nd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems*, pages 1663–1668. ACM Press, 2014. ISBN 978-1-4503-2474-8. doi: 10.1145/2559206.2581203.

Won-Seok Kim, Sungmin Cho, Dongyoub Baek, Hyunwoo Bang, and Nam-Jong Paik. Upper Extremity Functional Evaluation by Fugl-Meyer Assessment Scoring Using Depth-Sensing Camera in Hemiplegic Stroke Patients. *PloS one*, 11(7) :e0158640, 2016.

Paweł Kiper, Lamberto Piron, Andrea Turolla, Joanna Stożek, and Paolo Tonin. The effectiveness of reinforced feedback in virtual environment in the first 12 months after stroke. *Neurologia i Neurochirurgia Polska*, 45(5) :436–444, 2011. ISSN 00283843. doi: 10.1016/S0028-3843(14)60311-X.

Luiz A. Knaut, Sandeep K. Subramanian, Bradford J. McFadyen, Daniel Bourbonnais, and Mindy F. Levin. Kinematics of Pointing Movements Made in a Virtual Versus a Physical 3-Dimensional Environment in Healthy and Stroke Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(5) :793–802, May 2009. ISSN 00039993. doi: 10.1016/j.apmr.2008.10.030.

John W. Krakauer. Motor learning : Its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current opinion in neurology*, 19(1) :84–90, 2006.

Hermano I Krebs, Mark Ferraro, Stephen P Buerger, Miranda J Newbery, Antonio Makiyama, Michael Sandmann, Daniel Lynch, Bruce T Volpe, and Neville Hogan. Rehabilitation robotics : Pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, page 15, 2004.

Hermano Igo Krebs, Stephen Mernoff, Susan E Fasoli, Richard Hughes, Joel Stein, and Neville Hogan. A comparison of functional and impairment-based robotic training in severe to moderate chronic stroke : A pilot study. *NeuroRehabilitation*, 23(1) :81–87, 2008.

Gert Kwakkel, Robert C Wagenaar, Jos WR Twisk, Gustaaf J Lankhorst, and Johan C Koetsier. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke : A randomised trial. *The Lancet*, 354(9174) :191–196, 1999.

Gert Kwakkel, Boudewijn J Kollen, Jeroen van der Grond, and Arie JH Prevo. Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. *Stroke*, 34(9) :2181–2186, 2003.

Gert Kwakkel, Roland van Peppen, Robert C Wagenaar, Sharon Wood Dauphinee, Carol Richards, Ann Ashburn, Kimberly Miller, Nadina Lincoln, Cecily Partridge, Ian Wellwood, et al. Effects of augmented exercise therapy time after stroke a meta-analysis. *Stroke*, 35(11) :2529–2539, 2004.

Yat San Lam, David W. K. Man, Sing Fai Tam, and Patrice L. Weiss. Virtual reality training for stroke rehabilitation. *NeuroRehabilitation*, 21(3) :245–253, 2006. ISSN 1053-8135.

A. Lamouroux, A. Magnan, and D. Vervloet. Compliance, observance ou adhésion thérapeutique : de quoi parlons-nous ? *Revue des Maladies Respiratoires*, 22(1) :31–34, February 2005. ISSN 07618425. doi: 10.1016/S0761-8425(05)85433-6.

Catherine E. Lang, Jillian R. MacDonald, and Christopher Gnip. Counting Repetitions : An Observational Study of Outpatient Therapy for People with Hemiparesis Post-Stroke :. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 31(1) :3–10, March 2007. ISSN 1557-0576. doi: 10.1097/01.NPT.0000260568.31746.34.

Peter Langhorne, Fiona Coupar, and Alex Pollock. Motor recovery after stroke : A systematic review. *The Lancet Neurology*, 8(8) :741–754, 2009.

Kate Laver, Stacey George, Susie Thomas, Judith E Deutsch, and Maria Crotty. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Stroke*, 43(2) :e20–e21, 2012.

Kate E Laver, Belinda Lange, Stacey George, Judith E Deutsch, Gustavo Saposnik, and Maria Crotty. Virtual Reality for Stroke Rehabilitation. *Stroke*, 2018. doi: 10.1161/STROKEAHA.117.020275.

M Powell Lawton and Elaine M Brody. Assessment of Older People : Self-Maintaining and Instrumental Activities of Daily Living. *The gerontologist*, 9(3_Part_1) :179–186, 1969.

Timothy D. Lee, Margaret A. White, and Heather Carnahan. On the Role of Knowledge of Results in Motor Learning : Exploring the Guidance Hypothesis. *Journal of Motor Behavior*, 22(2) :191–208, June 1990. ISSN 0022-2895, 1940-1027. doi: 10.1080/00222895.1990.10735510.

Eric J. Lenze, Michael C. Munin, Tanya Quear, Mary Amanda Dew, Joan C. Rogers, Amy E. Begley, and Charles F. Reynolds. Significance of poor patient participation in physical and occupational therapy for functional outcome and length of stay. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(10) :1599–1601, October 2004. ISSN 00039993. doi: 10.1016/j.apmr.2004.03.027.

Danielle E. Levac and Jane Galvin. Facilitating clinical decision-making about the use of virtual reality within paediatric motor rehabilitation : Application of a classification framework. *Developmental Neurorehabilitation*, 14(3) :177–184, June 2011. ISSN 1751-8423, 1751-8431. doi: 10.3109/17518423.2011.554487.

Danielle E. Levac and Patricia A. Miller. Integrating virtual reality video games into practice : Clinicians' experiences. *Physiotherapy Theory and Practice*, 29(7) :504–512, October 2013. ISSN 0959-3985, 1532-5040. doi: 10.3109/09593985.2012.762078.

Danielle E. Levac and Heidi Sveistrup. Motor Learning and Virtual Reality. In Patrice L. Weiss, Emily A. Keshner, and Mindy F. Levin, editors, *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation*, pages 25–46. Springer New York, New York, NY, 2014. ISBN 978-1-4939-0967-4 978-1-4939-0968-1. doi: 10.1007/978-1-4939-0968-1_3.

Danielle E. Levac, Meghan E. Huber, and Dagmar Sternad. Learning and transfer of complex motor skills in virtual reality : A perspective review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), December 2019. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-019-0587-8.

Guillaume Levieux. *Mesure de La Difficulté Dans Les Jeux Vidéo*. PhD thesis, Conservatoire national des arts et metiers (CNAM), 2011.

M. F. Levin, P. L. Weiss, and E. A. Keshner. Emergence of Virtual Reality as a Tool for Upper Limb Rehabilitation : Incorporation of Motor Control and Motor Learning Principles. *Physical Therapy*, 95(3) :415–425, March 2015. ISSN 0031-9023, 1538-6724. doi: 10.2522/ptj.20130579.

Mindy F Levin. Can virtual reality offer enriched environments for rehabilitation ? *Expert Review of Neurotherapeutics*, 11(2) :153–155, February 2011. ISSN 1473-7175, 1744-8360. doi: 10.1586/ern.10.201.

Mindy F. Levin, Heidi Sveistrup, and S. Subramanian. Feedback and virtual environments for motor learning and rehabilitation. *Schedae*, 1 :19–36, 2010.

Pete Levine. Motor Relearning : Hardwiring Recovery. http ://physicaltherapy.advanceweb.com/Article/Motor-Relearning-Hardwiring-Recovery.aspx, 2008.

Yi-Na Li, Chi Yao, Dong-Jin Li, and Kang Zhang. Adaptive Difficulty Scales for Parkour Games. *Journal of Visual Languages & Computing*, 25(6) :868–878, 2014.

D. G. Liebermann, S. Berman, P. L. Weiss, and M. F. Levin. Kinematics of Reaching Movements in a 2-D Virtual Environment in Adults With and Without Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(6) :778–787, November 2012. ISSN 1534-4320, 1558-0210. doi: 10.1109/TNSRE.2012.2206117.

N. B. Lincoln, N. Brinkmann, S. Cunningham, E. Dejaeger, W. De Weerdt, W. Jenni, A. Mahdzir, K. Putman, W. Schupp, B. Schuback, and L. De Wit. Anxiety and depression after stroke : A 5 year follow-up. *Disability and Rehabilitation*, 35(2) :140–145, January 2013. ISSN 0963-8288, 1464-5165. doi: 10.3109/09638288.2012.691939.

Albert C. Lo, Peter Guarino, Hermano I. Krebs, Bruce T. Volpe, Christopher T. Bever, Pamela W. Duncan, Robert J. Ringer, Todd H. Wagner, Lorie G. Richards, Dawn M. Bravata, Jodie K. Haselkorn, George F. Wittenberg, Daniel G. Federman, Barbara H. Corn, Alysia D. Maffucci, and Peter Peduzzi. Multicenter Randomized Trial of Robot-Assisted Rehabilitation for Chronic Stroke : Methods and Entry Characteristics for VA ROBOTICS. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(8) :775–783, October 2009. ISSN 1545-9683, 1552-6844. doi: 10.1177/1545968309338195.

Albert C. Lo, Peter D. Guarino, Lorie G. Richards, Jodie K. Haselkorn, George F. Wittenberg, Daniel G. Federman, Robert J. Ringer, Todd H. Wagner, Hermano I. Krebs, Bruce T. Volpe, et al. Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. *New England Journal of Medicine*, 362(19) :1772–1783, 2010.

Keith R. Lohse, Courtney G. E. Hilderman, Katharine L. Cheung, Sandy Tatla, and H. F. Machiel Van der Loos. Virtual Reality Therapy for Adults Post-Stroke : A Systematic Review and Meta-Analysis Exploring Virtual Environments and Commercial Games in Therapy. *PLoS ONE*, 9(3) :e93318, March 2014. ISSN 1932-6203. doi: 10.1371/journal.pone.0093318.

P.S. Lum, C.G. Burgar, and P.C. Shor. Evidence for Improved Muscle Activation Patterns After Retraining of Reaching Movements with the MIME Robotic System in Subjects with Post-Stroke Hemiparesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(2) :186–194, June 2004. ISSN 1534-4320. doi: 10.1109/TNSRE.2004.827225.

Minhua Ma and Kamal Bechkoum. Serious games for movement therapy after stroke. In *2008 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, pages 1872–1877, Singapore, Singapore, October 2008. IEEE. ISBN 978-1-4244-2383-5. doi: 10.1109/ICSMC.2008.4811562.

N. Maclean. Qualitative analysis of stroke patients' motivation for rehabilitation. *BMJ*, 321(7268) :1051–1054, October 2000. ISSN 09598138. doi: 10.1136/bmj.321.7268.1051.

Stéphanie Mader. *Le "Game Design" de Jeux Thérapeutiques : Modèles et Méthodes Pour La Conception Du Gameplay.* Thèse de doctorat, Conservatoire national des arts et metiers (CNAM), 2015.

F. I. Mahoney and D. W. Barthel. FUNCTIONAL EVALUATION : THE BARTHEL INDEX. *Maryland State Medical Journal*, 14 :61–65, February 1965. ISSN 0025-4363.

Martina Maier, Belén Rubio Ballester, Armin Duff, and Esther Duarte Oller. Effect of Specific Over Nonspecific VR-Based Rehabilitation on Poststroke Motor Recovery : A Systematic Meta-analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, page 18, 2019.

Nancy E. Mayo, Sharon Wood-Dauphinee, Robert Côté, Liam Durcan, and Joseph Carlton. Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8) :1035–1042, August 2002. ISSN 00039993. doi: 10.1053/apmr.2002.33984.

Jessica McCabe, Michelle Monkiewicz, John Holcomb, Svetlana Pundik, and Janis J. Daly. Comparison of Robotics, Functional Electrical Stimulation, and Motor Learning Methods for Treatment of Persistent Upper Extremity Dysfunction After Stroke : A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96 (6) :981–990, June 2015. ISSN 00039993. doi: 10.1016/j.apmr.2014.10.022.

James L. McClelland. On the time relations of mental processes : An examination of systems of processes in cascade. *Psychological Review*, 86(4) :287–330, July 1979. ISSN 1939-1471, 0033-295X. doi: 10.1037/0033-295X.86.4.287.

A S Merians, G G Fluet, Q Qiu, S Saleh, I Lafond, and S V Adamovich. Integrated arm and hand training using adaptive robotics and virtual reality simulations. *Virtual Reality*, page 8, 2010.

A S Merians, E Tunik, G G Fluet, Q Qiu, and S V Adamovich. Innovative approaches to the rehabilitation of upper extremity hemiparesis using virtual environments. *Eur J Phys Rehabil Med*, page 18, 2017.

Alma S. Merians, Howard Poizner, Rares Boian, Grigore Burdea, and Sergei Adamovich. Sensorimotor Training in a Virtual Reality Environment : Does It Improve Functional Recovery Poststroke ? *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 20(2) :252–267, June 2006. ISSN 1545-9683, 1552-6844. doi: 10.1177/1545968306286914.

Alma S Merians, Gerard G Fluet, Qinyin Qiu, Soha Saleh, Ian Lafond, Amy Davidow, and Sergei V Adamovich. Robotically Facilitated Virtual Rehabilitation of Arm Transport Integrated With Finger Movement in Persons with Hemiparesis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1) :27, 2011. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/1743-0003-8-27.

Matjaž Mihelj, Domen Novak, Maja Milavec, Jaka Ziherl, Andrej Olenšek, and Marko Munih. Virtual Rehabilitation Environment Using Principles of Intrinsic Motivation and Game Design. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 21(1) :1–15, February 2012. ISSN 1054-7460. doi: 10.1162/PRES_a_00078.

Birgit I. Molier, Edwin H. F. Van Asseldonk, Hermie J. Hermens, and Michiel J. A. Jannink. Nature, timing, frequency and type of augmented feedback ; does it influence motor relearning of the hemiparetic arm after stroke ? A systematic review. *Disability and Rehabilitation*, 32(22) :1799–1809, January 2010. ISSN 0963-8288, 1464-5165. doi: 10.3109/09638281003734359.

L Stockwell Morris and R. M. Schulz. Patient compliance-an overview. *Journal of Clinical Pharmacy and Therapeutics*, 17(5) :283–295, October 1992. ISSN 02694727. doi: 10.1111/j.1365-2710.1992.tb01306.x.

Hermann Müller and Dagmar Sternad. Decomposition of Variability in the Execution of Goal-Oriented Tasks : Three Components of Skill Improvement. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 30(1) :212–233, 2004. ISSN 1939-1277, 0096-1523. doi: 10.1037/0096-1523.30.1.212.

Salla Munro, Simon Lewin, Tanya Swart, and Jimmy Volmink. A review of health behaviour theories : How useful are these for developing interventions to promote long-term medication adherence for TB and HIV/AIDS ? *BMC Public Health*, 7(1), December 2007. ISSN 1471-2458. doi: 10.1186/1471-2458-7-104.

Tobias Nef, Matjaz Mihelj, and Robert Riener. ARMin : A robot for patient-cooperative arm therapy. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(9) :887–900, September 2007. ISSN 0140-0118. doi: 10.1007/s11517-007-0226-6.

Ai-Vi Nguyen, Yau-Lok Austin Ong, Cindy Xin Luo, Thiviya Thuraisingam, Michael Rubino, Mindy F. Levin, Franceen Kaizer, and Philippe S. Archambault. Virtual reality exergaming as adjunctive therapy in a sub-acute stroke rehabilitation setting : Facilitators and barriers. *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, pages 1–8, March 2018. ISSN 1748-3107, 1748-3115. doi: 10.1080/17483107.2018.1447608.

Van Hanh Nguyen. *Apport de La Réalité Virtuelle Pour La Rééducation Fonctionnelle*. PhD thesis, Arts et Métiers ParisTech, 2010.

Sarah Nicholson, Falko F. Sniehotta, Frederike van Wijck, Carolyn A. Greig, Marie Johnston, Marion E. T. McMurdo, Martin Dennis, and Gillian E Mead. A Systematic Review of Perceived Barriers and Motivators to Physical Activity after Stroke. *International Journal of Stroke*, 8(5) :357–364, July 2013. ISSN 1747-4930, 1747-4949. doi: 10.1111/j.1747-4949.2012.00880.x.

J. Nirme, A. Duff, and P. F. M. J. Verschure. Adaptive rehabilitation gaming system : Online individualization of stroke rehabilitation. In *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 6749–6752, Boston, MA, August 2011. IEEE. ISBN 978-1-4577-1589-1 978-1-4244-4121-1 978-1-4244-4122-8. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091665.

Mariko Nishibe, Edward TR Urban, Scott Barbay, and Randolph J Nudo. Rehabilitative training promotes rapid motor recovery but delayed motor map reorganization in a rat cortical ischemic infarct model. *Neurorehabilitation and neural repair*, page 1545968314543499, 2014.

Randoff J Nudo, GW Milliken, W Merzenich Jenkins, and Michæl M Merzenich. Use-dependent alterations of movement representations in primary motor cortex of adult squirrel monkeys. *Journal of Neuroscience*, 16(2) :785–807, 1996.

World Health Organization, editor. *Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé : CIF*. Genève, 2001a. ISBN 978-92-4-254542-5.

World Health Organization, editor. *International Classification of Functioning, Disability and Health : ICF*. World Health Organization, Geneva, 2001b. ISBN 978-92-4-154542-6.

V. M. Parker, D. T. Wade, and R. Langton Hewer. Loss of arm function after stroke : Measurement, frequency, and recovery. *International Rehabilitation Medicine*, 8(2) : 69–73, 1986. ISSN 0379-0797.

J.L. Patton, G. Dawe, C. Scharver, F.A. Mussa-Ivaldi, and R. Kenyon. Robotics and virtual reality : The development of a life-sized 3-D system for the rehabilitation of motor function. In *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 4, pages 4840–4843, San Francisco, CA, USA, 2004. IEEE. ISBN 978-0-7803-8439-2. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404339.

Yu-Cheng Pei, Jean-Lon Chen, Alice M. K. Wong, and Kevin C. Tseng. An Evaluation of the Design and Usability of a Novel Robotic Bilateral Arm Rehabilitation Device for Patients with Stroke. *Frontiers in Neurorobotics*, 11, July 2017. ISSN 1662-5218. doi: 10.3389/fnbot.2017.00036.

L Piron, A Turolla, M Agostini, C Zucconi, F Cortese, M Zampolini, M Zannini, M Dam, L Ventura, M Battauz, and P Tonin. Exercises for paretic upper limb after stroke : A combined virtual-reality and telemedicine approach. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(12) :1016–102, 2009. ISSN 1650-1977. doi: 10.2340/16501977-0459.

Lamberto Piron, Paolo Tonin, Andrea Massimiliano Atzori, Carla Zucconi, Cristiano Massaro, Elena Trivello, and Mauro Dam. The augmented-feedback rehabilitation technique facilitates the arm motor recovery in patients after a recent stroke. *Studies in Health Technology and Informatics*, 94 :265–267, 2003. ISSN 0926-9630.

Lamberto Piron, Paolo Tonin, Francesco Piccione, Vincenzo Iaia, Elena Trivello, and Mauro Dam. Virtual Environment Training Therapy for Arm Motor Rehabilitation. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 14(6) :732–740, December 2005. ISSN 1054-7460, 1531-3263. doi: 10.1162/105474605775196580.

Lamberto Piron, Paolo Tombolini, Andrea Turolla, Carla Zucconi, Michela Agostini, Mauro Dam, Giovanna Santarello, Francesco Piccione, and Paolo Tonin. Reinforced Feedback in Virtual Environment Facilitates the Arm Motor Recovery in Patients after a Recent Stroke. In *2007 Virtual Rehabilitation*, pages 121–123. IEEE, September 2007. ISBN 978-1-4244-1203-7 978-1-4244-1204-4. doi: 10.1109/ICVR.2007.4362151.

Michele Pirovano, Renato Mainetti, Gabriel Baud-Bovy, Pier Luca Lanzi, and Nunzio Alberto Borghese. Self-adaptive games for rehabilitation at home. In *2012 IEEE Conference on Computational Intelligence and Games (CIG)*, pages 179–186, Granada, Spain, September 2012. IEEE. ISBN 978-1-4673-1194-6 978-1-4673-1193-9 978-1-4673-1192-2. doi: 10.1109/CIG.2012.6374154.

Giuseppe Placidi, Luigi Cinque, Matteo Polsinelli, and Matteo Spezialetti. Measurements by A LEAP-Based Virtual Glove for the Hand Rehabilitation. *Sensors*, 18(3) :834, March 2018. ISSN 1424-8220. doi: 10.3390/s18030834.

Erik J. Plautz, Garrett W. Milliken, and Randolph J. Nudo. Effects of Repetitive Motor Training on Movement Representations in Adult Squirrel Monkeys : Role of Use versus Learning. *Neurobiology of Learning and Memory*, 74(1) :27–55, July 2000. ISSN 10747427. doi: 10.1006/nlme.1999.3934.

Alex Pollock, Gillian Baer, Pauline Campbell, Pei Ling Choo, Anne Forster, Jacqui Morris, Valerie M Pomeroy, and Peter Langhorne. Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. In *Cochrane Database of Systematic Reviews*. John Wiley & Sons, Ltd, Chichester, UK, April 2014. doi: 10.1002/14651858.CD001920.pub3.

W. A. Powell. *Virtually Walking : Factors Influencing Walking and Perception of Walking in Treadmill-Mediated Virtual Reality to Support Rehabilitation.* PhD thesis, Portsmouth, 2011.

Rachel Proffitt, Stephanie Glegg, Danielle Levac, and Belinda Lange. End-user involvement in rehabilitation virtual reality implementation research. *Journal of Enabling Technologies*, pages JET–10–2018–0050, June 2019. ISSN 2398-6263. doi: 10.1108/JET-10-2018-0050.

D. Rand, N. Katz, and P. L. Weiss. Intervention using the VMall for improving motor and functional ability of the upper extremity in post stroke participants. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 45(1) :113–121, March 2009. ISSN 1973-9087.

Debbie Rand. Self-training to improve UE function at the chronic stage post-stroke : A pilot randomized controlled trial. *Disability and Rehabilitation*, 39(15) :1541–1548, 2016.

Michael S Remple, Rochelle M Bruneau, Penny M VandenBerg, Crystal Goertzen, and Jeffrey A Kleim. Sensitivity of cortical movement representations to motor experience : Evidence that skill learning but not strength training induces cortical reorganization. *Behavioural Brain Research*, 123(2) :133–141, September 2001. ISSN 01664328. doi: 10.1016/S0166-4328(01)00199-1.

James H. Rimmer, Wang Edward, and Smith Donald. Barriers associated with exercise and community access for individuals with stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(2) :315–322, December 2008. ISSN 07487711. doi: 10.1682/JRRD.2007.02.0042.

A. Rizzo, J. G. Buckwalter, and U. Neumann. Virtual reality and cognitive rehabilitation : A brief review of the future. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation.*, 1997.

Nina Rohrbach, Emily Chicklis, and Danielle Elaine Levac. What is the impact of user affect on motor learning in virtual environments after stroke ? A scoping review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), December 2019. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-019-0546-4.

G. Rosati, P. Gallina, and S. Masiero. Design, Implementation and Clinical Tests of a Wire-Based Robot for Neurorehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(4) :560–569, December 2007. ISSN 1534-4320, 1558-0210. doi: 10.1109/TNSRE.2007.908560.

Richard M. Ryan and Edward L. Deci. Intrinsic and Extrinsic Motivations : Classic Definitions and New Directions. *Contemporary Educational Psychology*, 25(1) :54–67, January 2000. ISSN 0361476X. doi: 10.1006/ceps.1999.1020.

James Joseph Rybacki. Improving cardiovascular health in postmenopausal women by addressing medication adherence issues. *Journal of the American Pharmaceutical Association (Washington,D.C. : 1996)*, 42(1) :63–71 ; quiz 72–73, 2002. ISSN 1086-5802.

Eduardo Sabaté. *Adherence to Long-Term Therapies : Evidence for Action.* World Health Organization, Geneva, 2003. ISBN 978-92-4-154599-0.

R.J. Sanchez, E. Wolbrecht, R. Smith, J. Liu, S. Rao, S. Cramer, T. Rahman, J.E. Bobrow, and D.J. Reinkensmeyer. A Pneumatic Robot for Re-Training Arm Movement after Stroke : Rationale and Mechanical Design. In *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, pages 500–504, Chicago, IL, USA, 2005. IEEE. ISBN 978-0-7803-9003-4. doi: 10.1109/ICORR.2005.1501151.

Gustavo Saposnik, M. Mamdani, M. Bayley, K. E. Thorpe, J. Hall, L. G. Cohen, and R. Teasell. Effectiveness of Virtual Reality Exercises in STroke Rehabilitation (EVREST) : Rationale, design, and protocol of a pilot randomized clinical trial assessing the Wii gaming system. *International Journal of Stroke*, 5(1) :47–51, 2010.

Gustavo Saposnik, Mindy Levin, and for the Stroke Outcome Research Canada (SORCan) Working Group. Virtual Reality in Stroke Rehabilitation : A Meta-Analysis and Implications for Clinicians. *Stroke*, 42(5) :1380–1386, 2011. ISSN 0039-2499, 1524-4628. doi: 10.1161/STROKEAHA.110.605451.

Gustavo Saposnik, Leonardo G Cohen, Muhammad Mamdani, Sepideth Pooyania, Michelle Ploughman, Donna Cheung, Jennifer Shaw, Judith Hall, Peter Nord, Sean Dukelow, Yongchai Nilanont, Felipe De los Rios, Lisandro Olmos, Mindy Levin, Robert Teasell, Ashley Cohen, Kevin Thorpe, Andreas Laupacis, and Mark Bayley. Efficacy and safety of non-immersive virtual reality exercising in stroke rehabilitation (EVREST) : A randomised, multicentre, single-blind, controlled trial. *The Lancet Neurology*, 15(10) : 1019–1027, September 2016. ISSN 14744422. doi: 10.1016/S1474-4422(16)30121-1.

Margarita Sarri, Felix Blankenburg, and Jon Driver. Neural correlates of crossmodal visual-tactile extinction and of tactile awareness revealed by fMRI in a right-hemisphere stroke patient. *Neuropsychologia*, 44(12) :2398–2410, January 2006. ISSN 00283932. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2006.04.032.

Richard A. Schmidt and Douglas E. Young. Methodology for Motor Learning : A Paradigm for Kinematic Feedback. *Journal of Motor Behavior*, 23(1) :13–24, March 1991. ISSN 0022-2895, 1940-1027. doi: 10.1080/00222895.1991.9941590.

Anne Schwarz, Christoph M. Kanzler, Olivier Lambercy, Andreas R. Luft, and Janne M. Veerbeek. Systematic Review on Kinematic Assessments of Upper Limb Movements After Stroke. *Stroke*, 50(3) :718–727, March 2019. ISSN 0039-2499, 1524-4628. doi: 10.1161/STROKEAHA.118.023531.

Nicolas Schweighofer, Younggeun Choi, Carolee Winstein, and James Gordon. Task-Oriented Rehabilitation Robotics :. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91 :S270–S279, November 2012. ISSN 0894-9115. doi: 10.1097/PHM.0b013e31826bcd42.

Maryke Scorrano, Veronica Ntsiea, and Douglas Maleka. Enablers and barriers of adherence to home exercise programmes after stroke : Caregiver perceptions. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 25(7) :353–364, July 2018. ISSN 1741-1645, 1759-779X. doi: 10.12968/ijtr.2018.25.7.353.

Marianne Shaughnessy, Barbara M. Resnick, and Richard F. Macko. Testing a Model of Post-Stroke Exercise Behavior. *Rehabilitation Nursing*, 31(1) :15–21, January 2006. ISSN 02784807. doi: 10.1002/j.2048-7940.2006.tb00005.x.

Joon-Ho Shin, Hokyoung Ryu, and Seong Ho Jang. A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke : A usability test and two clinical experiments. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1) :1, 2014.

Joon-Ho Shin, Si Bog Park, and Seong Ho Jang. Effects of game-based virtual reality on health-related quality of life in chronic stroke patients : A randomized, controlled study. *Computers in Biology and Medicine*, 63 :92–98, August 2015. ISSN 00104825. doi: 10.1016/j.compbiomed.2015.03.011.

HyeonHui Sin and GyuChang Lee. Additional Virtual Reality Training Using Xbox Kinect in Stroke Survivors with Hemiplegia :. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(10) :871–880, October 2013. ISSN 0894-9115. doi: 10.1097/PHM.0b013e3182a38e40.

Antonio Vinicius Soares, Simone Suzuki Woellner, Camile dos Santos Andrade, Thiago Julian Mesadri, Alessandro Diogo Bruckheimer, and Marcelo da Silva Hounsell. The use of Virtual Reality for upper limb rehabilitation of hemiparetic Stroke patients. *Fisioterapia em Movimento*, 27(3) :309–317, September 2014. ISSN 0103-5150. doi: 10.1590/0103-5150.027.003.AO01.

E. Sorita, P.A. Joseph, B. N'kaoua, J. Ruiz, A. Simion, J.M. Mazaux, and E. Klinger. Performance analysis of adults with acquired brain injury making errands in a virtual supermarket. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 57 :e85, May 2014. ISSN 18770657. doi: 10.1016/j.rehab.2014.03.415.

Maggie Sourial, Ahmed Elnaggar, and Dirk Reichardt. Development of a virtual coach scenario for hand therapy using LEAP motion. In *2016 Future Technologies Conference (FTC)*, pages 1071–1078. IEEE, December 2016. ISBN 978-1-5090-4171-8. doi: 10.1109/FTC.2016.7821736.

J-F Spieler, J-L Lanoë, and Pierre Amarenco. Costs of stroke care according to handicap levels and stroke subtypes. *Cerebrovascular Diseases*, 17(2-3) :134–142, 2003.

P J Standen, D J. Brown, S Battersby, M Walker, L Connell, A Richardson, F Platts, K Threapleton, and A Burton. A study to evaluate a low cost virtual reality system for home based rehabilitation of the upper limb following stroke. In *Proceedings 2010 ; Archive 1996-2008*. University of Reading, School of Systems Engineering, Reading, 2010.

Joel Stein, Lauri Bishop, Glen Gillen, and Raimund Helbok. Robot-Assisted Exercise for Hand Weakness After Stroke : A Pilot Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 90(11) :887–894, November 2011. ISSN 0894-9115. doi: 10.1097/PHM.0b013e3182328623.

Saul Sternberg. The discovery of processing stages : Extensions of Donders' method. *Acta psychologica*, 30 :276–315, 1969.

Alexander Streicher and Jan D. Smeddinck. Personalized and Adaptive Serious Games. In Ralf Dörner, Stefan Göbel, Michael Kickmeier-Rust, Maic Masuch, and Katharina Zweig, editors, *Entertainment Computing and Serious Games*, volume 9970, pages 332–377. Springer International Publishing, Cham, 2016. ISBN 978-3-319-46151-9 978-3-319-46152-6. doi: 10.1007/978-3-319-46152-6_14.

Sandeep K. Subramanian and Mindy F. Levin. Viewing medium affects arm motor performance in 3D virtual environments. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1) :1, 2011.

Sandeep K. Subramanian, Christiane B. Lourenço, Gevorg Chilingaryan, Heidi Sveistrup, and Mindy F. Levin. Arm motor recovery using a virtual reality intervention in chronic stroke randomized control trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, 27(1) :13–23, 2013.

L. Enrique Sucar, Ron Leder, Jorge Hernández, Israel Sánchez, and Gildardo Azcárate. Clinical evaluation of a low-cost alternative for stroke rehabilitation. In *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 863–866. IEEE, 2009.

T.G. Sugar, Jiping He, E.J. Koeneman, J.B. Koeneman, R. Herman, H. Huang, R.S. Schultz, D.E. Herring, J. Wanberg, S. Balasubramanian, P. Swenson, and J.A. Ward. Design and Control of RUPERT : A Device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15 (3) :336–346, September 2007. ISSN 1534-4320, 1558-0210. doi: 10.1109/TNSRE.2007.903903.

Rhio Sutoyo, Davies Winata, Katherine Oliviani, and Dedy Martadinata Supriyadi. Dynamic Difficulty Adjustment in Tower Defence. *Procedia Computer Science*, 59 :435–444, 2015. ISSN 18770509. doi: 10.1016/j.procs.2015.07.563.

H. Sveistrup, M. Thornton, C. Bryanton, J. McComas, S. Marshall, H. Finestone, A. McCormick, J. McLean, M. Brien, Y. Lajoie, and E. Bisson. Outcomes of intervention programs using flatscreen virtual reality. volume 4, pages 4856–4858. IEEE, 2004. ISBN 978-0-7803-8439-2. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1404343.

Heidi Sveistrup. Motor rehabilitation using virtual reality. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1(1) :8, 2004.

L. R. Swanson and T. D. Lee. Effects of Aging and Schedules of Knowledge of Results on Motor Learning. *Journal of Gerontology*, 47(6) :P406–P411, November 1992. ISSN 0022-1422. doi: 10.1093/geronj/47.6.P406.

Naoyuki Takeuchi and Shin-Ichi Izumi. Rehabilitation with poststroke motor recovery : A review with a focus on neural plasticity. *Stroke research and treatment*, 2013, 2013.

Paul Tamayo-Serrano, Samir Garbaya, and Pierre Blazevic. Gamified In-Home Rehabilitation for Stroke Survivors : Analytical Review. *International Journal of Serious Games*, 5(1), March 2018. ISSN 2384-8766. doi: 10.17083/ijsg.v5i1.224.

Matthew J. D. Taylor, Darren McCormick, Teshk Shawis, Rebecca Impson, and Murray Griffin. Activity-promoting gaming systems in exercise and rehabilitation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(10) :1171, 2011. ISSN 0748-7711. doi: 10.1682/JRRD.2010.09.0171.

J. J. Temprado and J. P. Famose. Analyse de la difficulté informationnelle et description des tâches motrices. *Cognition et performance*, pages 165–182, 1993.

Michael H. Thaut, Gerald C. McIntosh, and Volker Hoemberg. Neurobiological foundations of neurologic music therapy : Rhythmic entrainment and the motor system. *Frontiers in Psychology*, 5, February 2015. ISSN 1664-1078. doi: 10.3389/fpsyg.2014.01185.

James Y Tung, Tea Lulic, Dave A Gonzalez, Johnathan Tran, Clark R Dickerson, and Eric A Roy. Evaluation of a portable markerless finger position capture device : Accuracy of the Leap Motion controller in healthy adults. *Physiological Measurement*, 36(5) : 1025–1035, May 2015. ISSN 0967-3334, 1361-6579. doi: 10.1088/0967-3334/36/5/1025.

Eugene Tunik, Soha Saleh, and Sergei V. Adamovich. Visuomotor Discordance During Visually-Guided Hand Movement in Virtual Reality Modulates Sensorimotor Cortical Activity in Healthy and Hemiparetic Subjects. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(2) :198–207, March 2013. ISSN 1534-4320, 1558-0210. doi: 10.1109/TNSRE.2013.2238250.

Andrea Turolla, Mauro Dam, Laura Ventura, Paolo Tonin, Michela Agostini, Carla Zucconi, Pawel Kiper, Annachiara Cagnin, and Lamberto Piron. Virtual reality for the rehabilitation of the upper limb motor function after stroke : A prospective controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10(1) :1, 2013.

Wouter van den Hoogen, Peter Feys, Ilse Lamers, Karin Coninx, Sofie Notelaers, Lore Kerkhofs, and Wijnand IJsselsteijn. Visualizing the third dimension in virtual training environments for neurologically impaired persons : Beneficial or disruptive ? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9 :73, 2012. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/1743-0003-9-73.

Vinay Venkataraman, Pavan Turaga, Michael Baran, Nicole Lehrer, Tingfang Du, Long Cheng, Thanassis Rikakis, and Steven L. Wolf. Component-Level Tuning of Kinematic Features From Composite Therapist Impressions of Movement Quality. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 20(1) :143–152, January 2016. ISSN 2168-2194, 2168-2208. doi: 10.1109/JBHI.2014.2375206.

Antonin Viau, Anatol G. Feldman, Bradford J. McFadyen, and Mindy F. Levin. Reaching in reality and virtual reality : A comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1 : 11, 2004. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/1743-0003-1-11.

J. J. Volpe. Neurology of the newborn. *Major Problems in Clinical Pediatrics*, 22 :1–648, 1981. ISSN 0076-2865.

Zun-rong Wang, Ping Wang, Liang Xing, Li-ping Mei, Jun Zhao, and Tong Zhang. Leap Motion-based virtual reality training for improving motor functional recovery of upper limbs and neural reorganization in subacute stroke patients. *Neural Regeneration Research*, 12(11) :0, 2017. ISSN 1673-5374. doi: 10.4103/1673-5374.219043.

Nick S Ward, Fran Brander, and Kate Kelly. Intensive upper limb neurorehabilitation in chronic stroke : Outcomes from the Queen Square programme. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, pages jnnp–2018–319954, February 2019. ISSN 0022-3050, 1468-330X. doi: 10.1136/jnnp-2018-319954.

Patrice L. Weiss, Debbie Rand, Noomi Katz, and Rachel Kizony. Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 1(1) :12, 2004.

Patrice L. Weiss, Emily A. Keshner, and Mindy F. Levin, editors. *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation*. Virtual Reality Technologies for Health and Clinical Applications. Springer New York, New York, NY, 2014. ISBN 978-1-4939-0967-4 978-1-4939-0968-1. doi: 10.1007/978-1-4939-0968-1.

C Winstein. Motor learning after unilateral brain damage. *Neuropsychologia*, 37(8) : 975–987, July 1999. ISSN 00283932. doi: 10.1016/S0028-3932(98)00145-6.

Carolee J. Winstein, Joel Stein, Ross Arena, Barbara Bates, Leora R. Cherney, Steven C. Cramer, Frank Deruyter, Janice J. Eng, Beth Fisher, Richard L. Harvey, Catherine E. Lang, Marilyn MacKay-Lyons, Kenneth J. Ottenbacher, Sue Pugh, Mathew J. Reeves, Lorie G. Richards, William Stiers, and Richard D. Zorowitz. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery : A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*, 47(6) :e98–e169, June 2016. ISSN 0039-2499, 1524-4628. doi: 10.1161/STR.0000000000000098.

Frieder Wittmann, Jeremia P. Held, Olivier Lambercy, Michelle L. Starkey, Armin Curt, Raphael Höver, Roger Gassert, Andreas R. Luft, and Roman R. Gonzenbach. Self-directed arm therapy at home after stroke with a sensor-based virtual reality training system. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13, August 2016. ISSN 1743-0003. doi: 10.1186/s12984-016-0182-1.

Steven L. Wolf and Carolee J. Winstein. Intensive physical therapeutic approaches to stroke recovery. In *Brain Repair After Stroke*, pages 219–232. Cambridge University Press, Cambridge, 2010. ISBN 978-0-511-77754-7. doi: 10.1017/CBO9780511777547.021.

Steven L. Wolf, Carolee J. Winstein, J. Philip Miller, Edward Taub, Gitendra Uswatte, David Morris, Carol Giuliani, Kathye E. Light, Deborah Nichols-Larsen, Excite Investigators, et al. Effect of constraint-induced movement therapy on upper extremity function 3 to 9 months after stroke : The EXCITE randomized clinical trial. *Jama*, 296(17) :2095–2104, 2006.

Sharon Wood-Dauphinee and J.Ivan Williams. Reintegration to normal living as a proxy to quality of life. *Journal of Chronic Diseases*, 40(6) :491–499, January 1987. ISSN 00219681. doi: 10.1016/0021-9681(87)90005-1.

World Health Organization. International classification of impairments, disabilities, and handicaps : A manual of classification relating to the consequences of disease. *International Journal of Rehabilitation Research*, 3(4) :606, December 1980. ISSN 0342-5282. doi: 10.1097/00004356-198012000-00032.

Ge Wu, Frans C.T. van der Helm, H.E.J. (DirkJan) Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R. Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, Frederick W. Werner, and Bryan Buchholz. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II : Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38 (5) :981–992, May 2005. ISSN 00219290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.

Gabriele Wulf, Nancy H. McNevin, Thomas Fuchs, Florian Ritter, and Tonya Toole. Attentional Focus in Complex Skill Learning. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 71(3) :229–239, September 2000. ISSN 0270-1367, 2168-3824. doi: 10.1080/02701367.2000.10608903.

Zhichao Yang, Mohammad H Rafiei, Alexis Hall, Caroline Thomas, Hali A 5 Midtlien, Alex Hasselback, Hojjat Adeli, and Lynne V Gauthier. A Novel Methodology for Extracting and Evaluating Therapeutic Movements in Game-based Motion Capture Rehabilitation Systems. *Journal of medical systems*, 42(12) :255, 2018. doi: 10.13140/rg.2.2.19282.25287.

Meiqi Yao, Jinhua Chen, Jiyong Jing, Han Sheng, Xing Tan, and Jingfen Jin. Defining the rehabilitation adherence curve and adherence phases of stroke patients : An observational study. *Patient Preference and Adherence*, Volume 11 :1435–1441, August 2017. ISSN 1177-889X. doi: 10.2147/PPA.S139854.

G. Yavuzer, A. Senel, M. B. Atay, and H. J. Stam. "Playstation eyetoy games" improve upper extremity-related motor functioning in subacute stroke : A randomized controlled clinical trial. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 44(3) :237–244, September 2008. ISSN 1973-9087.

Annexe A

Analyse du mouvement

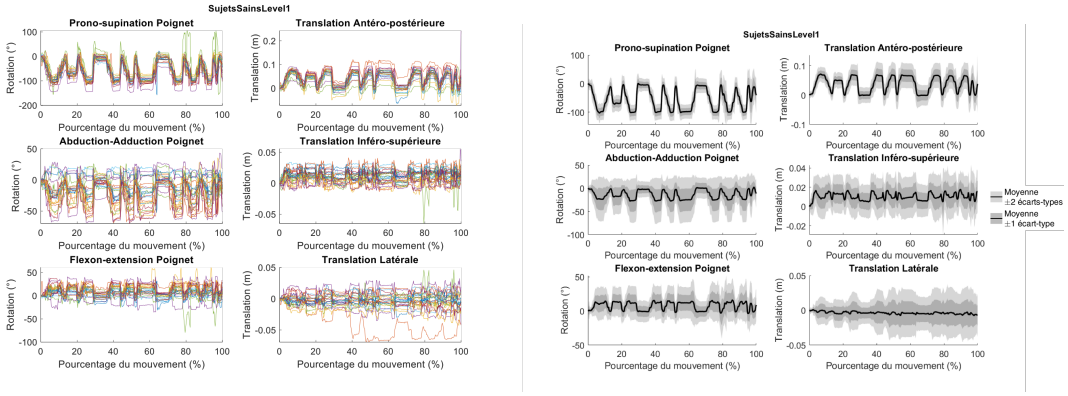


FIGURE A.1 – Analyse du mouvement des sujets sains lors du niveau de difficulté facile

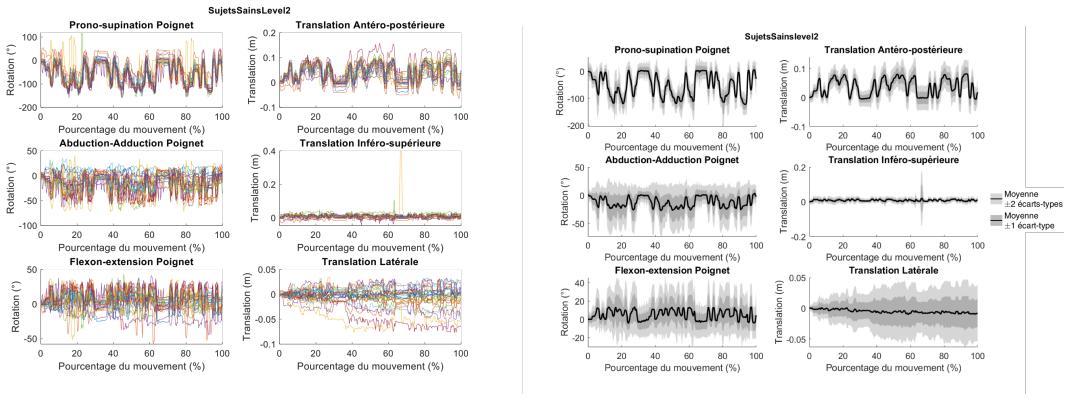


FIGURE A.2 – Analyse du mouvement des sujets sains lors du niveau de difficulté moyen

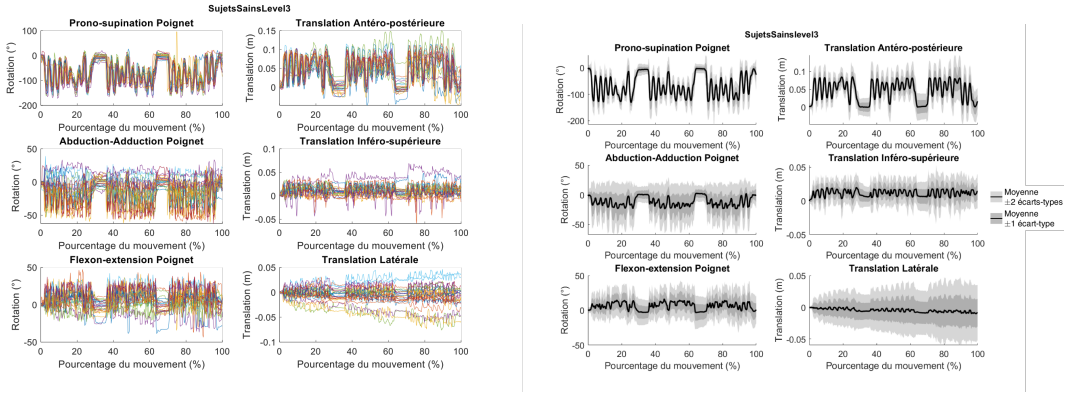


FIGURE A.3 – Analyse du mouvement des sujets sains lors du niveau de difficulté difficile

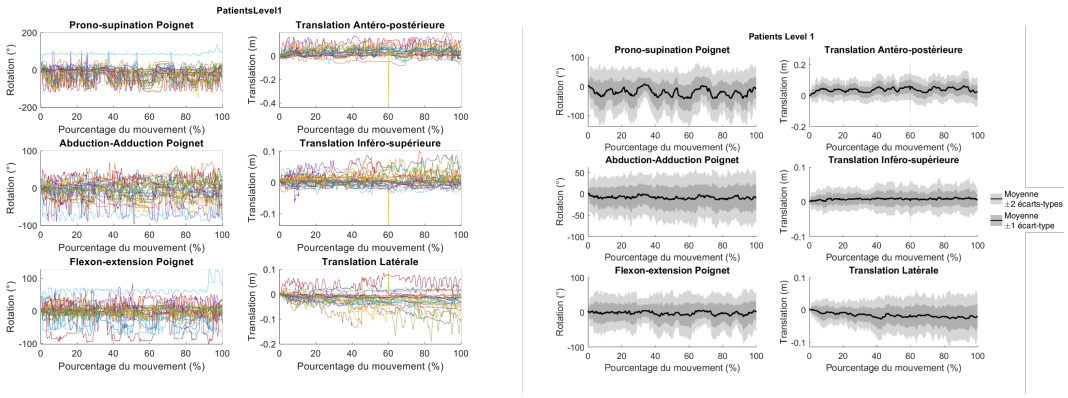


FIGURE A.4 – Analyse du mouvement des patients lors du niveau de difficulté facile

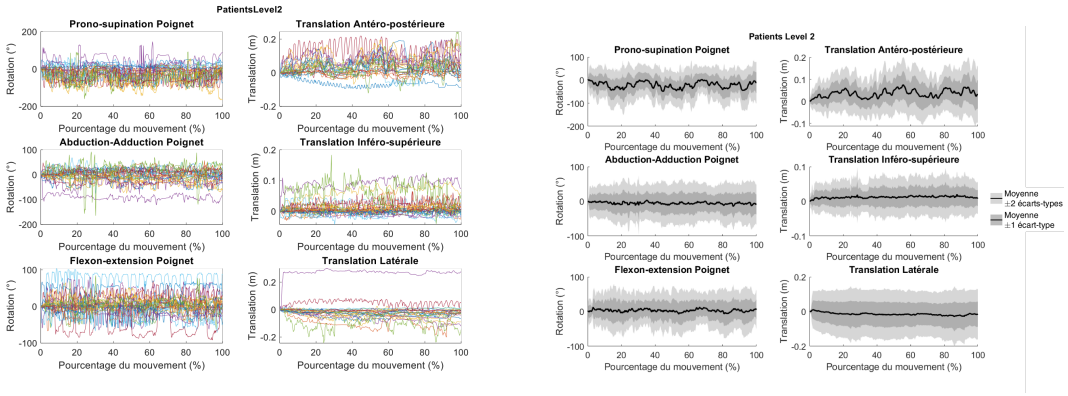


FIGURE A.5 – Analyse du mouvement des patients lors du niveau de difficulté moyen

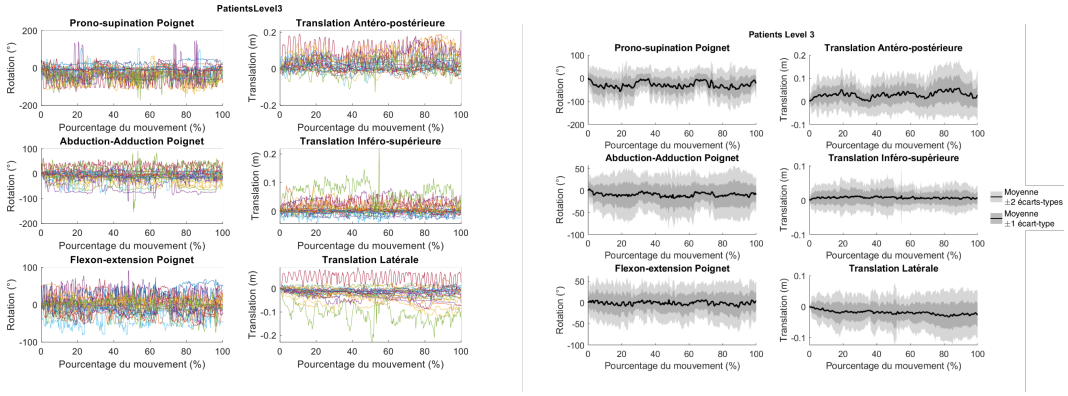


FIGURE A.6 – Analyse du mouvement des patients lors du niveau de difficulté difficile

ÉCOLE DOCTORALE
Sciences et technologies de l'information et de la communication (STIC)

Titre : Conception et évaluation d'un système de réalité virtuelle pour l'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur post-AVC

Mots clés : AVC, auto-rééducation, réalité virtuelle, difficulté adaptative, conception centrée utilisateur

Résumé : L'Accident Vasculaire Cérébral (AVC) est un problème de santé mondial majeur qui représente la première cause de handicap acquis de l'adulte. Les séquelles qu'il génère amènent à une perte d'autonomie et d'indépendance. Une rééducation est donc nécessaire pour recouvrir le maximum de capacités. Cependant, elle pose un problème majeur qui est celui de l'adhésion thérapeutique. Cette thèse est réalisée dans le cadre d'un contrat CIFRE entre le laboratoire IBISC et la société Interaction Healthcare. Elle porte sur la conception et l'évaluation d'un système d'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur post-AVC, basé sur la Réalité Virtuelle. Plus particulièrement, nous nous sommes intéressés à la mise en place d'un système de gestion de la difficulté, nécessaire pour améliorer la motivation des patients. Notre système est conçu selon une méthode centrée-utilisateur en collaboration avec les patients et les thérapeutes de la clinique Les Trois Soleils. Il est basé sur un Leap Motion placé au-dessus d'une table qui permet d'interagir avec des environnements virtuels 3d affichés sur un écran. Deux exercices ont été réalisés. Le premier concerne une tâche de pointage de cibles qui permet de faire travailler la flexion-extension du coude ainsi que l'épaule. Le second concerne une tâche de pronation-supination du poignet. Dans ce dernier nous avons élaboré un système de gestion de la difficulté basé sur les aptitudes motrices des patients. Nous avons enfin conduit un protocole expérimental ayant pour objectif d'évaluer l'utilisabilité du dispositif, la cohérence de notre système de gestion de la difficulté à travers son impact sur les performances patients ainsi que le degré de motivation des utilisateurs. Les résultats montrent une très bonne utilisabilité, la cohérence du modèle de difficulté mais son faible impact sur les performances, et la forte motivation des participants.

Title : Design and evaluation of a virtual reality system for the assistance of motor self-rehabilitation of the upper limb after stroke

Keywords : stroke, self-rehabilitation, virtual reality, adaptive difficulty, user-centered design

Abstract : Stroke is a major global health problem that is the leading cause of acquired adult disability. The sequelae it generates lead to a loss of autonomy and independence. Rehabilitation is therefore necessary to regain as much capacity as possible. However, it poses a major problem of therapeutic adherence. This thesis is carried out within the framework of a CIFRE contract between the IBISC laboratory and Interaction Healthcare. It focuses on the design and evaluation of a post-stroke upper limb motor self-rehabilitation assistance system based on Virtual Reality. In particular, we were interested in setting up a difficulty management system, which is necessary to improve patient motivation. Our system is designed using a user-centered approach in collaboration with patients and therapists at the Clinic Les Trois Soleils. It is based on a Leap Motion placed above a table that allows interaction with 3D virtual environments displayed on a screen. Two exercises were carried out. The first concerns a target pointing task that allows the flexion-extension of the elbow and the shoulder to be worked on. The second concerns a pronation-supination task of the wrist. In the latter we have developed a difficulty management system based on patients' motor skills. Finally, we conducted an experimental protocol to assess the usability of the device, the consistency of our difficulty management system through its impact on patient performance and the degree of user motivation. The results show very good usability, the consistency of the difficulty model but its low impact on performance, and the high motivation of the participants.

Université Paris-Saclay
Espace Technologique / Immeuble Discovery
Route de l'Orme aux Merisiers RD 128 / 91190 Saint-Aubin, France