HAL
open science

Étude et conception d'objets de rééducation instrumentés pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs des patients après un AVC

Maxence Bobin

To cite this version:

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. Technologies Émergeantes [cs.ET]. Université Paris Saclay (COmUE), 2018. Français. NNT : 2018SACLS419 . tel-02004344

HAL Id: tel-02004344

https://theses.hal.science/tel-02004344

Submitted on 1 Feb 2019

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

NNT : 2018SACLS419

Thèse de doctorat

Étude et conception d'objets de rééducation instrumentés pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs des patients après un AVC

Thèse de doctorat de l'Université Paris-Saclay
préparée à l'Université Paris-Sud

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

Thèse présentée et soutenue à Orsay, le 05/11/2018, par

Maxence Bobin

Composition du Jury :

Thierry Val Professeur, Université Toulouse - Jean Jaurès	Président
Stéphanie Buisine Professeur, CESI Recherche	Rapporteur
Jean-Marie Burkhardt Directeur de Recherche, IFSTTAR	Rapporteur
Éric Monacelli Professeur, Université de Versailles Saint-Quentin-en-Yvelines	Examinateur
Margarita Anastassova Ingénieur Chercheur, CEA-LIST	Co-Encadrant
Mehdi Boukallel Ingénieur Chercheur, CEA-LIST	Invité
Mehdi Ammi Maître de conférences, Université Paris-Sud	Directeur de thèse

université PARIS-SACLAY
ÉCOLE DOCTORALE
Sciences et technologies de l'information et de la communication (STIC)

Titre : Étude et conception d'objets de rééducation instrumentés pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs des patients après un AVC.

Mots clés : Accident Vasculaire Cérébral; Suivi de l'activité motrice des membres supérieurs; Rééducation; Études expérimentales; Objets instrumentés; Bilan moteur

Résumé : Avec le vieillissement de la population, l'Accident Vasculaire Cérébrale (AVC) est l'un des principaux problèmes de santé et touche 15 millions de personnes par an à travers le monde. Après un AVC, de nombreux troubles moteurs et sensoriels, qui ont un impact direct sur les activités de la vie quotidienne (AVQ), peuvent apparaître comme le manque de coordination, la spasticité ou les tremblements. Afin de rétablir au maximum leurs capacités motrices et sensorielles, les patients doivent suivre un processus de rééducation long et coûteux. De plus, le suivi et l'évaluation des patients se fait à partir d'observations visuelles. Peu voire aucune information objective et quantifiable sur la réalisation des exercices n'est collectée pendant les séances de rééducation. Ainsi, des informations potentiellement cruciales sur les capacités motrices des patients ne sont pas mesurées. De nombreuses plates-formes de rééducation et de suivi ont été développées pour collecter des informations objectives à l'aide de la réalité virtuelle, augmentée, d'écrans interactifs ou de dispositifs portables. Cependant, ces plates-formes peuvent présenter des contraintes de coût, de portabilité et d'utilisabilité.

L'objectif de cette thèse est de proposer des outils permettant d'améliorer l'accompagnement des patients durant le processus de rééducation fonctionnelle en offrant aux professionnels de santé un suivi plus représentatif de l'état de santé de ces derniers séance après séance. Ce suivi s'effectue à l'aide d'informations objectives et quantifiables sur les fonctions motrices des membres supérieurs collectées par des objets instrumentés de capteurs. Sur la base de l'état de l'art et des résultats d'une étude observationnelle réalisée auprès de quatorze professionnels de santé, nous avons développé cinq objets de rééducation instrumentés pour le suivi des fonctions motrices de la main et du bras et des activités de la vie quotidienne qui se matérialisent par : (i) un osselet qui collecte des informations sur la dextérité manuelle (position et pression des doigts, orientation, mouvements irréguliers, tremblements), (ii) un cube qui collecte des informations sur la préhension globale de la main (pression globale des doigts, orientation, mouvements irréguliers et tremblements), (iii) un bracelet connecté du commerce qui collecte des informations sur les fonctions motrices du bras (mouvements du bras, mouvements irréguliers et tremblements), (iv) un vêtement instrumenté qui mesure l'angle de flexion du coude et (v) un verre qui collecte des informations sur les fonctions motrices du bras et de la main lors de séquences d'actions complexes (niveau de liquide, orientation, position sur une cible, pression des doigts et tremblements) et qui permet de reconnaître les activités de la vie quotidienne boire, s'asseoir, se lever, marcher, monter et descendre des escaliers. Nous avons conduit une étude expérimentale auprès de quatorze professionnels de santé afin d'explorer l'ensemble des fonctionnalités ainsi que le design des objets afin de récolter des retours sur de possibles améliorations. Les résultats de cette étude nous ont permis de resserrer le périmètre de mesure et de rendre les objets plus fonctionnels. Cette étude nous a également permis de développer des interfaces de visualisation visant à afficher les données de manière simple, rapide et facile à interpréter. Nous avons mené une étude auprès de six professionnels de santé afin de valider le développement de ces interfaces. Les résultats indiquent que les choix de conception de ces interfaces de visualisation sont pertinents. Enfin, nous avons mené une étude expérimentale d'utilisabilité et d'acceptabilité auprès de neuf patients victimes d'AVC. Les résultats indiquent que les critères d'efficacité et de satisfaction de l'utilisabilité sont respectés. Les résultats montrent que les patients ont jugé les objets faciles à utiliser et sont volontaires pour les utiliser pendant les séances de rééducation et à domicile afin d'adapter leur programme de rééducation en fonction de leurs progrès.

Université Paris-Saclay
Espace Technologique / Immeuble Discovery
Route de l'Orme aux Merisiers RD 128 / 91190 Saint-Aubin, France

Title: Study and design of instrumented rehabilitation objects for monitoring the motor activity of patients' upper limbs after stroke.

Keywords: Stroke; Monitoring of motor activity of the upper limbs; Rehabilitation; Experimental Studies; Instrumented objects; Motor assessment

Abstract: As the population ages, stroke is one of the major health problems affecting 15 million people worldwide each year. After a stroke, many motor and sensory disorders, which have a direct impact on activities of daily living (ADL), can appear as lack of coordination, spasticity or tremors. In order to restore their motor and sensory abilities as much as possible, patients must undergo a long and costly rehabilitation process. In addition, patient monitoring and evaluation is based on visual observations. Little or no objective and quantifiable information on the execution of exercises is collected during rehabilitation sessions. Thus, potentially crucial information on patients' motor abilities is not measured. Many rehabilitation and monitoring platforms have been developed to collect objective information using virtual reality, augmented, interactive screens or portable devices. However, these platforms may have cost, portability and usability constraints.

The objective of this thesis is to propose tools to improve the accompaniment of patients during the process of functional rehabilitation by offering health professionals a more representative follow-up of the state of health of these, session after session. This monitoring is carried out using objective and quantifiable information on the motor functions of the upper limbs collected by objects instrumented with sensor. On the basis of the state of the art and the results of an observational study conducted with fourteen health professionals, we developed five instrumented rehabilitation objects for monitoring the motor functions of the hand and arm and the activities of daily life that are materialized by: (i) a jack that collects information on manual dexterity (finger position and pressure, orientation, irregular movements, tremors), (ii) a cube that collects information on overall hand grip (overall finger pressure, orientation, irregular movements and tremors), (iii) a commercially available connected watch that collects information on arm motor functions (arm movements), (iv) an instrumented garment that measures the bending angle of the elbow and (v) a cup that collects information on the motor functions of the arm and hand during complex action sequences (fluid level, orientation, position on a target, finger pressure and tremors) and allows the recognition of activities of daily living such as drinking, sitting, standing, walking, climbing and descending stairs. We conducted an experimental study with fourteen healthcare professionals to explore the functionalities and the design of the objects in order to gather feedback on possible improvements. The results of this study allowed us to tighten the measurement perimeter and make the objects more functional. This study also allowed us to develop visualization interfaces to display data in a simple, fast and easy to interpret manner. We conducted a study with six healthcare professionals to validate the development of these interfaces. The results indicate that the design choices of these visualization interfaces are relevant. Finally, we conducted an experimental usability and acceptability study in nine stroke patients. The results indicate that the efficiency and usability satisfaction criteria are met. The results show that patients found the objects easy to use and are willing to use them during rehabilitation sessions and at home to adapt their rehabilitation program according to their progress.

Publications

Journaux internationaux

1. **Bobin, M.**, Anastassova, M., Boukallel, M., & Ammi, M. (2018, Juin). Design and study of a smart cup for monitoring the arm and hand activity of stroke patients, *2018 IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 6, 1-12.
2. **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., Bimbard, F., & Ammi, M. (2018, Juin). SpECTRUM : Smart ECosystem for sTRoke patient's Upper limbs Monitoring. Communication en révision à *ELSEVIER Smart Health Journal*.

Conférences internationales

3. **Bobin, M.**, Anastassova, M., Boukallel, M., Bimbard, F., & Ammi, M. (2018, Octobre). Smart Objects Ecosystem for Post-Stroke Upper Limbs' Motor Functions Monitoring. Communication présentée à *Digital Tools & Uses, 2018 ACM Congress : Internet of Things Challenges*.
4. **Bobin, M.**, Amroun, H., Anastassova, M., Boukallel, M., & Ammi, M. (2018, Août). Smart Cup to Monitor Stroke Patients Activities during Everyday Life. Communication présentée à *iThings, 2018 IEEE 11th International Conference on Internet of Things*.
5. **Bobin, M.**, Amroun, H., Anastassova, M., Boukallel, M., & Ammi, M. (2018, Février). Smart cup for festival alcohol consumption awareness. Communication présentée à *Internet of Things (WF-IoT), 2018 IEEE 4th World Forum on (pp. 718-723)*.
6. **Bobin, M.**, Amroun, H., Coquillart, S., Bimbard, F., & Ammi, M. (2017, Octobre). DNN based approach for the assessment of elbow flexion with smart textile sensor. Candidat au Best Student Paper. Communication présentée à *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2017 IEEE International Conference on (pp. 2129-2134)*.
7. **Bobin, M.**, Anastassova, M., Boukallel, M., & Ammi, M. (2016, Juin). SyMPATHy : smart glass for monitoring and guiding stroke patients in a home-based context. Communication présentée à *Proceedings of the 8th ACM SIGCHI Symposium on Engineering Interactive Computing Systems (pp. 281-286)*.

Chapitres d'ouvrage

8. **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., Amroun, H., & Ammi, M. (2018). Study and Development of a Smart Cup for Monitoring Post-stroke Patients' Activities at Home. Communication publiée dans *Challenges of the Internet of Things : Technology, Use, Ethics*, 7, 53-76.
9. **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., & Ammi, M. (2017, Avril). Étude et développement d'un verre intelligent pour le suivi d'activité à domicile des patients post-AVC. Communication publiée dans *ISTE OpenScience Internet des objets*, (vol. 1).

Posters

10. **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., & Ammi, M. (2017, Novembre). Smart objects for upper limb monitoring of stroke patients during rehabilitation sessions. Communication affichée à la *Journée FéDeV 2017*.
11. **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., & Ammi, M. (2016, Novembre). Étude d'un verre intelligent pour le suivi d'activité à domicile des patients post-AVC. Communication affichée à la *Journée IoT 2016*.
12. **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., & Ammi, M. (2016, Octobre). Study of a Smart Cup for Home Monitoring of the Arm and Hand of Stroke Patients. Communication affichée à *Proceedings of the 18th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (pp. 305-306)*.

Brevets

13. **Bobin, M.**, Bimbard, F., Coquillart, S., & Ammi, M. (2017, Avril). Procédé de conception d'un capteur de flexion textile piézorésistif à partir de fils fonctionnels.

Remerciements

Avant de commencer à traiter le sujet de cette thèse, je tenais à remercier toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à la réussite de cette incroyable aventure humaine et scientifique. Tout d'abord, mes premiers remerciements vont à mon directeur de thèse, Mehdi Ammi, qui m'a été précieux pendant ces trois années de thèse. D'un point de vue académique, il s'est montré très impliqué dans mes travaux et a fourni abondance de commentaires et de relectures. Il a également répondu présent sur le plan personnel et s'est montré compréhensif et à l'écoute dans les moments difficiles.

Je tiens aussi à remercier mes encadrants, Margarita Anastassova et Mehdi Boukallel, pour leur aide précieuse dans des domaines qui m'étaient inconnus comme l'ergonomie ou l'électronique. Leur soutien, leurs connaissances et les nombreuses heures passées à relire mes publications ont été indispensables à la réussite de cette thèse.

Mes remerciements suivants vont évidemment aux membres du jury, les rapporteurs et les examinateurs, Stéphanie Buisine, Jean-Marie Burkhardt et Jérôme Boudy pour le temps passé à lire ce manuscrit ainsi que les remarques pertinentes et constructives qui l'ont accompagné.

Je remercie également l'ensemble de mes collègues et amis du LIMSI. Tout d'abord, merci à Adrien Arnaud et Jean-Baptiste Corrégé, avec qui j'ai partagé ces trois années, pour leur amitié, leurs connaissances scientifiques, leur écoute et leur patience. Je tiens également à remercier mes collègues et amis qui ont passé quelques temps au laboratoire et avec qui j'ai passé d'excellents moments. Merci à Thomas Ricordeau, Julien Christophe, Jean-Philippe Banquet, Iñaki Guillen, Lonni Besancon, Adile Selami, Nicolas Bougie et Maxime Tarot. Merci enfin aux autres collègues et amis, Sylvain Famié, Hamdi Amroun, Maxime De Bois, Vincent Janiak et Franck Bimbard, pour leur support quotidien et leur bonne humeur. Un merci tout particulier à Jean-Philippe pour m'avoir incité à aller danser le rock et à Adrien qui m'a accompagné, qui a appréhendé et découvert avec moi les joies du rock et des transports en commun. Ces nombreuses soirées passées sur la piste de danse ont été pour moi un tournant important dans ma vie.

Je tiens aussi à exprimer mes plus vifs remerciements aux centres de rééducation ayant accepté de travailler avec moi sur ce projet : le Centre Hospitalier Sud-Francilien (CHFS) à Évry, la Fondation Hopale à Arras et le Centre de Rééducation de la Hève (CRH) au Havre. Merci au Docteur Philippe Dupont du CHSF pour sa collaboration lors des démarches éthiques et aux

ergothérapeutes Margaux Renquet et Virginie Couvillers. Un énorme merci au CRH et à sa directrice Constance Dubois d'avoir permis cette rencontre avec les ergothérapeutes Carole Meheust, Romain Guillaume, Camille Bailleul et les stagiaires Gaëlle, Aimée et Paul. Merci à eux pour leur collaboration sur ces travaux, pour le temps investi dans ce projet et leurs commentaires pertinents et constructifs. Enfin, merci à tous les patients qui y ont participé avec envie, bonne humeur et sérieux.

Merci à Carole Hoint, Laurence Rostaing, Valérie Ronflé, Maud Grenet, Sophie Pageau-Maurice et Bénédicte Daly pour leur professionnalisme et leur gentillesse ainsi qu'à Nede pour tous ces cafés préparés dans la joie et la bonne humeur.

D'un point de vue personnel, de nombreux remerciements s'imposent également. Je tiens tout d'abord à remercier chaleureusement mes parents, Patrick et Sandrine, qui m'ont offert une éducation pour laquelle je leur suis très reconnaissant. Leur travail et leur investissement m'ont permis de poursuivre mes études jusqu'au doctorat dans des conditions idéales. Un grand merci également à mon frère Alistair et ma sœur Yéléna pour leur soutien et leur amour. Je tiens particulièrement à remercier ma maman pour son implication, sa dévotion, son amour inconditionnel, son écoute et ses conseils avisés depuis toujours. Je ne serais jamais arrivé là sans toi. Je t'aime Maman. Merci également à ma grand-mère pour son regard sage et bienveillant.

J'ai aussi une pensée pour tous mes amis extérieurs au laboratoire qui m'ont soutenu et encouragé pendant ces trois années de thèse. Merci à Adrien Prince, mon plus vieil ami, pour son soutien et son amitié depuis près de quinze ans, et à Adrien Boullay, Charlotte Malétras et Raphaëlle Leroux pour nos moments amicaux et musicaux. Merci à Guillaume Virmont et Alexandre Lewin pour leur écoute, leur soutien, leurs conseils et leurs discussions délirantes ainsi qu'à Paul Michon. Merci à Thomas Piche-Letellier pour les soirées détentes sur les jeux-vidéos Counter-Strike et PUBG. Merci à Déborah Piche-Letellier d'avoir laissé Thomas traîner avec moi. Merci également à Pascal Piedefer, Sarah Malétras, Christian Bourdon, Reynald Degrémont, Marc Malétras, Olivier Fortain, Landry Mekdour, Johann Guillemine, Julien Le Gall, Nicolas Desperez, Benoît Mangeard, Adrien, Charlotte et Raphaëlle pour les vendredis soir de répétition et les nombreux concerts avec le Brass Band en Seine. Je tiens aussi à remercier Jean-Marc Delpy, mon entraîneur d'athlétisme, qui m'a permis de continuer ce sport merveilleux pendant ces trois années dans une atmosphère sérieuse, conviviale et amicale. Merci enfin à mes amis rencontrés aux soirées rock qui m'ont permis de passer de très bons moments : Camille Jacquemet, Ariane Mureau, Pierre-Emmanuel Lotthé et Caroline Kurek.

Enfin, un énorme merci à la femme de ma vie, Bénédicte Huber, avec qui j'ai

appris à danser le rock et qui fait partie de ma vie depuis plus de deux ans maintenant. Elle m'a écouté et soutenu dans les moments de doute, tant personnels que professionnels. Elle a su trouver les mots pour me réconforter et me faire rire. Tu as transformé ma vie en me rendant plus heureux que je n'aurais pu l'imaginer. Je t'aime Bénédicte.

Tout le travail accompli durant ma thèse de doctorat n'aurait pas été possible sans l'aide et le soutien de vous tous. Merci !

Table des matières

1 Introduction **21**

1.1 Contexte 22

1.2 Problématique 25

1.3 Objectifs de recherche 25

1.4 Démarche et contributions 26

2 État de l'art **33**

2.1 Introduction 34

2.2 Évaluation des fonctions motrices des membres supérieurs 34

2.2.1 Méthode d'évaluation avec des tâches élémentaires 35

2.2.2 Méthodes d'évaluation avec des tâches complexes 41

2.2.3 Constat et limites 46

2.3 Plates-formes de rééducation et de suivi d'activité 48

2.3.1 Plates-formes de rééducation 48

2.3.2 Plates-formes de suivi 55

2.3.3 Constat et limites 62

2.4 Retours sensoriels 64

2.5 Conclusion 65

3 Conception d'objets de suivi **67**

3.1 Introduction 68

3.2 Étude observationnelle 68

3.2.1 Objectif de l'étude 68

3.2.2 Participants 69

3.2.3 Déroulement 69

3.2.4 Résultats 69

3.2.5 Discussion 72

3.2.6 Conclusion 73

3.3 Cadre méthodologique : ARAT 73

3.4 Conception d'objets de suivi 75

3.4.1 Suivi des fonctions motrices de la main 76

3.4.2 Suivi des fonctions motrice du bras 78

3.4.3 Suivi d'indépendance lors de tâches complexes 79
3.4.4 Retours sensoriels 81
3.4.5 Synthèse 82
3.5 Conclusion 83

4 Réalisation technique des objets **85**
4.1 Introduction 86
4.2 Prototype d'osselet 86
4.2.1 Capteurs 86
4.2.2 Architecture matérielle 87
4.2.3 Communication sans fil et économie d'énergie 87
4.3 Prototype de cube 88
4.3.1 Capteurs 88
4.3.2 Architecture matérielle 89
4.3.3 Communication sans fil et économie d'énergie 89
4.4 Prototype de bracelet 89
4.5 Prototype de vêtement instrumenté 91
4.5.1 Capteur 91
4.5.2 Architecture matérielle 92
4.5.3 Communication sans fil et économie d'énergie 92
4.6 Prototype de verre 92
4.6.1 Capteurs 93
4.6.2 Architecture matérielle 94
4.6.3 Communication sans fil et économie d'énergie 95
4.7 Conclusion 95

5 Traitement des données **97**
5.1 Introduction 99
5.2 Travaux connexes sur la reconnaissance d'activités 99
5.2.1 Utilisation des capteurs de mouvements des smartphones . . 100
5.2.2 Utilisation de capteurs de mouvements positionnés sur le corps 100
5.2.3 Discussion 102
5.3 Calcul de l'orientation 104
5.4 Analyse des tremblements 106
5.5 Analyse de la tâche *Boire* 107
5.5.1 Collecte de données 107
5.5.2 Choix des descripteurs 108
5.5.3 Filtrage et segmentation du signal 109
5.5.4 Calcul de la taille des descripteurs 110
5.5.5 Concaténation des descripteurs des capteurs 111
5.5.6 Apprentissage du SVM 111

5.5.7 Étude comparative 111
5.5.8 Conclusion 112
5.6 Analyse de l'extension du coude 113
5.6.1 Collecte de données 113
5.6.2 Choix des descripteurs 114
5.6.3 Filtrage et segmentation du signal 116
5.6.4 Concaténation des descripteurs 116
5.6.5 Détermination de la meilleure architecture 117
5.6.6 Apprentissage du DNN 118
5.6.7 Étude comparative 118
5.6.8 Conclusion 119
5.7 Analyse d'activité physique journalière 120
5.7.1 Collecte de données 120
5.7.2 Pré-traitement et apprentissage 121
5.7.3 Étude comparative 121
5.7.4 Conclusion 122
5.8 Conclusion 122

6 Fonctionnalités, visualisation et études préliminaires 125
6.1 Introduction 127
6.2 Étude préliminaire des fonctionnalités des objets 127
6.2.1 Objectif de l'étude 127
6.2.2 Participants 127
6.2.3 Matériel 128
6.2.4 Procédure 128
6.2.5 Résultats 130
6.2.6 Discussion 135
6.2.7 Recommandations 136
6.2.8 Nouveaux design 139
6.3 Interfaces de visualisation 139
6.3.1 Interfaces pour le suivi de la main 140
6.3.2 Interface pour le suivi du bras 143
6.3.3 Interface pour le suivi de la tâche *Boire* 144
6.3.4 Enregistrements 146
6.4 Étude préliminaire des interfaces de visualisation 146
6.4.1 Objectif de l'étude 147
6.4.2 Participants 147
6.4.3 Matériel 147
6.4.4 Procédure 147
6.4.5 Résultats 148
6.4.6 Discussion 150

6.4.7 Recommandations 150
6.5 Conclusion 153

7 Étude avec des patients **155**
7.1 Introduction 156
7.2 Pré-tests 156
7.2.1 Objectif de l'étude 156
7.2.2 Participants 157
7.2.3 Matériel 157
7.2.4 Procédure 157
7.2.5 Résultats 159
7.2.6 Discussion 160
7.2.7 Recommandations 160
7.3 Étude d'utilisabilité et d'acceptabilité 161
7.3.1 Objectif de l'étude 161
7.3.2 Participants 161
7.3.3 Matériel 161
7.3.4 Procédure 162
7.3.5 Résultats 165
7.3.6 Discussion 169
7.4 Conclusion 173

8 Conclusion générale **175**
8.1 Rappel des objectifs de recherche 176
8.2 Contributions 177
8.3 Limites et perspectives de recherche 179

A Annexe A **181**

B Annexe B **183**

C Annexe C **187**

D Annexe D **195**

E Annexe E **201**

F Annexe F **203**

Bibliographie **205**

Liste des figures

1.1 Les deux types d'AVC (source : https ://preventirisk.fr/avc/) 23
1.2 Illustration de stratégie compensatoire lors de la saisie d'un verre : (a) pour un sujet en bonne santé et (b) pour un patient victime d'AVC (Aprile et al., 2014) 24

2.1 La valise du Box and Block Test 35
2.2 Éléments de la catégories FMA-UE pour évaluer le contrôle du poignet, la prise en crochet, la prise latérale, la prise cylindrique, la prise pouce-index et la poignée sphérique (Michaelsen et al., 2011) 37
2.3 Action Arm Research Test : (a) la valise contenant l'ensemble des objets utilisés pour le test et (b) un patient pendant le test lors d'une expérience (Carpinella et al., 2014) 39
2.4 Patiente lors de la réalisation de la tâche "Changer de chaise" de l'indice de Barthel 42
2.5 Patient lors de la réalisation de l'élément "Descendre trois marches en alternant les pieds" (Ryan Brennecke/Bulletin photo) 43
2.6 Patiente aidée lors de la tâche de "Manger" du FIM 44
2.7 Patient pendant le WMFT réalisant l'élément "soulever un stylo de la table" 45
2.8 Le jeu du vibraphone en RV par écran (Burke et al., 2009a) 49
2.9 Le jeu de RV avec un gant de données : (a) exercice de portée, (b) exercice de vitesse, (c) exercice de fractionnement et (d) exercice de force © Rutgers University 2001, (Jack et al., 2001; Boian et al., 2002) 50
2.10 Jeux avec un casque de RV où le patient doit : (a) attraper des oranges, (b) écraser la souris et éviter le chien, (c) attraper un poisson avec ses mains et (d) un exemple de patient jouant au jeu du poisson (Burke et al., 2009a; Ma et al., 2007; Ma and Bechkoum, 2008) 50
2.11 Jeux de RV combinés à des biofeedbacks : (a) une Kinect (Cargnina et al., 2015), (b) un EMG (Rincon et al., 2016) et (c) un EEG (Hou and Sourina, 2013) 51

2.12 Jeux de RA utilisant une webcam où le patient doit : (a) assommer le lapin et (b) positionner ses mains sur les flèches correspondantes (Burke et al., 2009a) 52
2.13 Jeux de RA consistant à : (a) déplacer un cube réel sur une cible projetée et (b) tirer sur une cible virtuelle avec une balle en papier réelle (Vogiatzaki and Krukowski, 2014) 53
2.14 MagicMirror : (a) enregistrement de l'exercice au centre, (b) entraînement à domicile et (c) compte-rendu avec un professionnel de santé (Bagalkot et al., 2010) 53
2.15 Patient évitant les obstacles avec : (a) une balle de tennis et (b) un verre (Jacobs et al., 2013) 54
2.16 Jeu utilisant une table interactive, une montre connectée et une veste connectée pour s'exercer à manger (Delbressine et al., 2012) 55
2.17 Placement et orientation des accéléromètres pour quantifier les mouvements des membres supérieurs (Patel et al., 2010) 56
2.18 Dispositif expérimental : (a) la centrale inertielle et (b) un verre (Zhou et al., 2005) 56
2.19 Comparaison de la mesure de l'angle de flexion du coude avec des centrales inertielles avec un système de capture de mouvement (El-Gohary and McNames, 2012) 57
2.20 Position des capteurs sur la cuisse et la jambe ainsi que du capteur virtuel correspondant sur le centre de rotation de l'articulation du genou (Dejnabadi et al., 2005) 58
2.21 Positions mesurées par le capteur d'orientation attaché à un bras mécanique à trente-sept positions. Vue de dessus (Kemp et al., 1998) 58
2.22 Placement des capteurs sur : (a) les cuisses et le tronc (Bussmann et al., 1998), (b) la cuisse et le tronc pour détecter les douleurs lombaires (Busser et al., 1998) et (c) la cuisse et la jambe pour détecter la flexion du genou Williamson and Andrews (2001) . . . 59
2.23 Positionnement des accéléromètres pour la détection des tremblements Rigas et al. (2012) 60
2.24 Capteurs de flexion : (a) tricotés (Taccini et al., 2004), (b) conçu avec un procédé de revêtement à base d'élastomère chargé en carbone (Tognetti et al., 2005) et (c) capacitif en superposant plusieurs couches (Neely and Restle, 1997) 61
2.25 Capteurs de fréquence respiratoire : (a) tricotés (Paradiso and De Rossi, 2006) et (b) conçu avec un procédé de revêtement (Coyle et al., 2009) 62

2.26 Capteurs de pression : (a) conçu en superposant des rangés de fils et un matériau piézo-résistif (Xu et al., 2013) et (b) conçu en superposant des matériaux diélectriques et conducteurs (Meyer et al., 2006) 62
2.27 Problème d'accommodation-convergence en RV (Hoffman et al., 2008) 63
2.28 Exemple de phénomène d'hystérésis avec un capteur de pression (Meyer et al., 2006) 64

3.1 Objets standardisés de rééducation : (a) un arbre à anneaux, (b) des cônes et (c) un jeu de solitaire 70
3.2 Objets personnalisés de rééducation : (a) une planche de bois avec les découpes de différentes formes, (b) divers objets communs dédiés à la rééducation (balle de tennis, gobelet en plastique, etc.) et (c) un osselet 71
3.3 Objets de bilan : (a) à gauche une poire de préhension et à droite un dynamomètre de Jamar pour le bilan de force, (b) les objets utilisés pour le bilan de préhension (bouteille d'eau, gobelet, balle de tennis), (c) les divers textures du bilan de sensibilité et (d) la boîte et les cubes du bilan de transfert 73
3.4 ARAT : (a) la valise de test et (b) les objets qu'elle contient 74
3.5 Objets de suivi des fonctions motrices de la main : (a) l'osselet et (b) le cube 76
3.6 Objets de suivi des fonctions motrices du bras : (a) le bracelet et (b) le vêtement instrumenté 78
3.7 Objet de suivi de l'indépendance lors de tâches complexes : un verre (a) en vue éclatée et (b) en vue normale 80

4.1 (a) L'osselet posé sur une table avec les capteurs FSLP visibles et une pastille colorée par face (vert, rose, violet et rouge), (b) l'osselet tenu correctement sur les renfoncements cylindriques et (c) l'osselet ouvert avec l'électronique visible 88
4.2 (a) Le cube avec une échelle et (b) le cube dans son ensemble avec deux pastilles de même couleur pour deux faces opposées (rouge, jaune et bleu) et (c) le cube ouvert avec l'électronique visible . . . 90
4.3 Motorola 360 utilisée pour surveiller les mouvements du bras . . . 90
4.4 (a) Exemple d'un capteur textile à base de crochet double bride, (b) le capteur textile intégré au vêtement et (c) l'électronique intégrée au vêtement 92
4.5 Positionnement des capteurs de pression sur le verre 94

4.6 (a) Les cinq LEDs sont allumées car le verre est rempli, (b) le bandeau de LEDs est coloré en rouge car le verre est trop incliné et (c) un son est joué car le verre est posé sur la cible 96

5.1 Exemples de placement du smartphone pour surveiller l'activité motrice (Ouchi and Doi, 2013) 101
5.2 Exemples de plates-formes avec un seul capteur positionné : (a) le poignet (Koskimaki et al., 2009), (b) sur les hanches (He and Jin, 2008) et (c) sur la cheville (Pärkkä et al., 2010) 101
5.3 Exemples de plates-formes multi-capteurs : (a) et (b) avec deux capteurs (Yang et al., 2010; Zhu and Sheng, 2009) et (c) avec six capteurs (Atallah et al., 2011) 102
5.4 Exemple de reconnaissance de la tâche *Boire* avec des capteurs positionnés sur le corps (Junker et al., 2008) 103
5.5 Participant lors de la collecte de données de la tâche *Boire* 108
5.6 Découpage du signal en portions régulières et égales 109
5.7 Taille du descripteur $\Delta(e)$ pour chaque axe des trois capteurs (accéléromètre, gyroscope et magnétomètre) 110
5.8 Différentes configurations du bras lors de la collecte de données : (a) bras tendu, (b) bras plié à 90° et (c) bras plié à angle maximum 114
5.9 Visualisation des cinq classes d'activités avec les surfaces de décision correspondantes 119
5.10 Ensemble des activités surveillées : (a) s'asseoir, (b) se lever, (c) marcher et (d) monter et descendre les escaliers 121

6.1 Nouveau prototype du verre : (a) ouvert avec l'électronique visible, (b) avec le capteur de niveau de liquide imprimé dans le verre et (c) une vue d'ensemble 139
6.2 Visualisation de la distance des doigts par rapport aux renfoncements de l'osselet 141
6.3 Visualisation de : (a) la pression appliquée sur l'osselet et (b) la force en Newton appliquée sur l'osselet 142
6.4 Visualisation de : (a) la pression appliquée sur le cube et (b) la force en Newton appliquée sur le cube 142
6.5 Visualisation des tremblements en translation et en rotation 143
6.6 Visualisation des mouvements du bras à l'aide de l'accéléromètre . 144
6.7 Visualisation du niveau de liquide dans le verre 144
6.8 Visualisation de l'orientation du verre 145
6.9 Visualisation de la pression exercée sur le verre : (a) en unité de mesure et (b) en Newton 146
6.10 Exemple de visualisation d'un enregistrement pour le cube 146

7.1 Exemple de pression insuffisante lors de la saisie à trois doigts de l'osselet (R/V/Ro) 160
7.2 (a) Feuille A3 avec les cibles utilisée lors de l'expérience avec le cube et (b) bassine et bouteille utilisées lors de l'expérience avec le verre 162
7.3 Différents patients pendant l'expérimentation : (a) saisie de l'osselet, (b) déplacement du cube sur les cibles de la feuille A3, (c) déplacement des anneaux sur les branches de l'arbre à anneaux et (d) utilisation SyMPATHy 164

B.1 Capteurs tricotés : (a) positionnés à des endroits spécifiques sur le corps (Taccini et al., 2004) et (b) directement dans le vêtement lors de sa fabrication (Paradiso and De Rossi, 2006) 184
B.2 Capteurs conçu avec un procédé de revêtement : (a) capteur de flexion à base d'élastomère chargé en carbone (Tognetti et al., 2005) et (b) capteur de flexion à base de fils élastiques enduits de PPy (Lorussi et al., 2004) 185
B.3 Capteurs à base de couches superposées : (c) capteur de flexion capacitif (Neely and Restle, 1997), (b) capteur de pression (Meyer et al., 2010) et (c) capteur de fréquence respiratoire (Chiu et al., 2013) 185

C.1 Représentation des signaux bruts de l'accéléromètre 188
C.2 Représentation des signaux débruités de l'accéléromètre 188

Liste des tableaux

1.1 Résumé des différentes parties du manuscrit et des principaux objectifs 31

2.1 Les sept étapes de l'approche Brunnström 36

3.1 Récapitulatif des fonctionnalités des objets de suivi des fonctions motrices de la main, du bras et de l'indépendance fonctionnelle . . 83

5.1 Résumé de la taille des descripteurs utilisés avec le DNN 117
5.2 Résultats de la configuration du DNN 118

6.1 Répartition des participants dans les centres de rééducation 128
6.2 Répartition des entretiens semi-structurés 130
6.3 Résumé des résultats de l'étude des fonctionnalités des objets pour le suivi des fonctions motrices de la main 137
6.4 Résumé des résultats de l'étude des fonctionnalités des objets pour le suivi des fonctions motrices du bras et de l'indépendance fonctionnelle 138
6.5 Résumé des résultats de l'étude des interfaces de visualisation pour le suivi des fonctions motrices de la main, du bras et de l'indépendance fonctionnelle 152

7.1 Résumé des résultats d'utilisabilité de l'étude d'utilisabilité et d'acceptabilité avec des patients 171
7.2 Résumé des résultats de l'acceptabilité de l'étude d'utilisabilité et d'acceptabilité avec des patients 172

A.1 Caractéristiques principales des capteurs FSLP 181
A.2 Caractéristiques principales des capteurs de mouvements 181
A.3 Caractéristiques principales des capteurs de pression 182
A.4 Caractéristiques principales du capteur textile déterminées empiriquement 182

C.1 Performances de reconnaissance obtenues sur l'activité *Boire* avec trois tailles de fenêtre de coupe avec et sans chevauchement pour chaque capteur 188
C.2 Performances de reconnaissance de la tâche *Boire* avec cinq tailles de descripteur pour chaque capteur 189
C.3 Performances de reconnaissance après concaténation des descripteurs de chaque capteur (A : accéléromètre, G : gyroscope, M : magnétomètre) 189
C.4 Performances de reconnaissance en fonction du nombre de neurones dans la couche cachée et de la taille du descripteur pour l'accéléromètre 189
C.5 Performances de reconnaissance en fonction du nombre de neurones dans la couche cachée et de la taille du descripteur pour le gyroscope 190
C.6 Performances de reconnaissance en fonction du nombre de neurones dans la couche cachée et de la taille du descripteur pour le magnétomètre 190
C.7 Performances de reconnaissance en fonction du nombre de couches et du nombre de neurones dans chaque couche 191
C.8 Tableau comparatif des performances de reconnaissance des modèles SVM, NB, DT et DNN 191
C.9 Matrice de confusion du modèle DNN pour les activités *0-90*, *90-max*, *max-90*, *90-0* et *0-0* 192
C.10 Performances de reconnaissance obtenues sur l'ensemble des activités avec trois tailles de fenêtre de coupe avec et sans chevauchement pour l'accéléromètre. 192
C.11 Performances de reconnaissance obtenues sur l'ensemble des activités avec cinq tailles de descripteur pour les trois capteurs . . . 193
C.12 Performances de reconnaissance après concaténation des descripteurs de chaque capteur (A : accéléromètre, G : gyroscope, M : magnétomètre) 193
C.13 Matrice de confusion du SVM et du MLP pour l'ensemble des activités 194

Chapitre 1

Introduction

Sommaire

1.1 Contexte 22
1.2 Problématique 25
1.3 Objectifs de recherche 25
1.4 Démarche et contributions 26

1.1 Contexte

Les tendances démographiques indiquent un vieillissement de la population mondiale (Bongaarts, 2004) qui a des conséquences importantes sur notre société. En effet, le nombre d'actifs diminue tandis que le nombre de retraités et de personnes âgées augmente (Bloom et al., 2011). Avec l'âge, de nombreux problèmes de santé apparaissent tels que les maladies cardio-vasculaires, les cancers, le diabète, l'ostéoporose, l'hypertension ou encore les accidents vasculaires cérébraux (Wilmot et al., 2012; Biswas et al., 2015; Fletcher, 1994). Chaque année, les accidents vasculaires cérébraux affectent 15 millions de personnes à travers le monde soit environ une personne toutes les deux secondes contrairement aux maladies cardio-vasculaires (7.4 millions) (World Health Organization, 2002). Sur les 15 millions de victimes d'accidents vasculaires cérébraux, cinq millions décèdent des conséquences de ce dernier et cinq millions demeurent handicapées à vie. De plus, les prévisions indiquent que le nombre de patients de plus de 75 ans victimes d'AVC en 2050 sera de 75% contre 55% en 2005 (Foerch et al., 2009).

L'Accident Vasculaire Cérébral, autrement appelé *AVC*, correspond à une lésion du tissu cérébral due à l'interruption d'une partie de la circulation sanguine dans le cerveau qui n'est alors plus alimenté en oxygène. Deux mécanismes, illustrés à la figure 1.1, peuvent être à l'origine de cette interruption : l'infarctus cérébral ou AVC ischémique dans 80% des cas et l'hémorragie cérébrale ou AVC hémorragique dans 20% des cas (Emmerich, 1998). L'infarctus cérébral est dû à une thrombose, c'est-à-dire à la formation d'un *bouchon* dans une artère, souvent liée à l'accumulation de plaques d'athérome, autrement dit de graisses, sur les parois des vaisseaux sanguins. L'hémorragie cérébrale est la conséquence de la *rupture* d'un vaisseau sanguin entraînant un épanchement de sang dans le cerveau.

À la suite d'un AVC, de nombreux troubles moteurs, sensoriels et cognitifs peuvent apparaître selon la nature de l'AVC (ischémique ou hémorragique), l'endroit et la taille de la lésion cérébrale. Un des troubles moteurs les plus répandus est la faiblesse musculaire (Bohannon, 2007; Pang et al., 2007). Normalement, les mouvements musculaires résultent du travail de différents groupes de muscles. Cette coopération entre les muscles est qualifiée de "synergie musculaire". Après un AVC, un manque de coordination entre le cerveau et le corps peut apparaître. Le comportement des synergies musculaires est alors anormal et se reflète par l'incapacité des patients à produire la tension musculaire nécessaire pour maintenir une posture, amorcer ou contrôler un mouvement (Smidt and Rogers, 1982; Duncan, 1987). L'hémiparésie est également très fréquente chez les patients victimes d'AVC (Cramer et al., 1997; Mark and Taub,

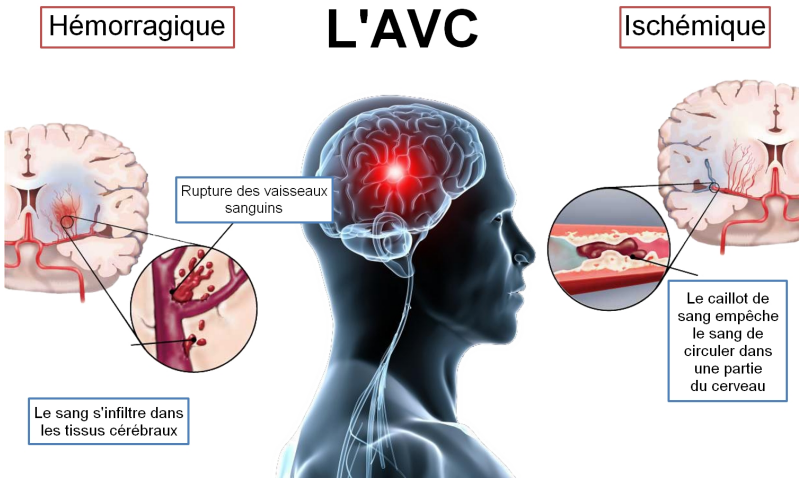


Figure 1.1 – *Les deux types d'AVC (source : https ://preventirisk.fr/avc/)*

2004) ainsi que la spasticité (Watkins et al., 2002; Pang et al., 2007; Olesh et al., 2014). L'hémiparésie est une faiblesse musculaire touchant la moitié droite ou gauche du corps (membres supérieurs et inférieurs). La spasticité est un phénomène musculaire qui définit une tendance d'un muscle à être contracté. Quand la mobilisation passive d'un membre est réalisée par un professionnel de santé, la résistance musculaire augmente et ce dernier revient à sa position d'origine lorsque la mobilisation s'arrête. De nombreux patients sont également sujets à des tremblements après un AVC (Kim, 1992; Dethy et al., 1993). Des troubles sensoriels peuvent aussi apparaître et notamment des déficiences visuelles comme la perte de vision, la vision double, des problèmes de perception de la profondeur et de la distance ou des problèmes de détection de couleur (Rowe et al., 2008; Riggs et al., 2007). Enfin, des troubles cognitifs peuvent apparaître comme la fatigue (Colle et al., 2006; Christensen et al., 2008; Annoni et al., 2008), les troubles de l'attention et du langage (Hochstenbach et al., 1998; Leśniak et al., 2008; Barker-Collo et al., 2009) ou l'héminégligence (Binder et al., 1992; Pedersen et al., 1997b). L'héminégligence conduit la personne atteinte à négliger ou "oublier" la moitié droite ou gauche de l'espace qui l'entoure.

Ces handicaps moteurs, sensoriels et cognitifs ont un impact direct sur les Activités de la Vie Quotidiennes (AVQ) des patients. En effet, les patients peuvent éprouver des difficultés à s'habiller, se déplacer et même à manipuler des objets du quotidien (verres, fourchettes, stylos, etc.) (Hermsdörfer et al., 2003; Murphy et al., 2011). Les patients peuvent mettre longtemps à rentrer chez eux et restent souvent partiellement ou totalement dépendant pour réaliser les activités les plus basiques. Dans leur désir d'indépendance, ils peuvent avoir recours à diverses techniques pour réaliser seuls des activités de la vie quotidienne. Ces techniques alternatives, appelées stratégies compensatoires, visent à compenser le handicap moteur par des actions secondaires permettant de réaliser l'action principale

(Cirstea and Levin, 2000; McCrea et al., 2005; Raghavan et al., 2010). Par exemple, certains patients qui ne peuvent pas étendre le bras complètement inclinent le buste vers l'avant afin de pouvoir saisir un objet posé sur une table (Figure 1.2).

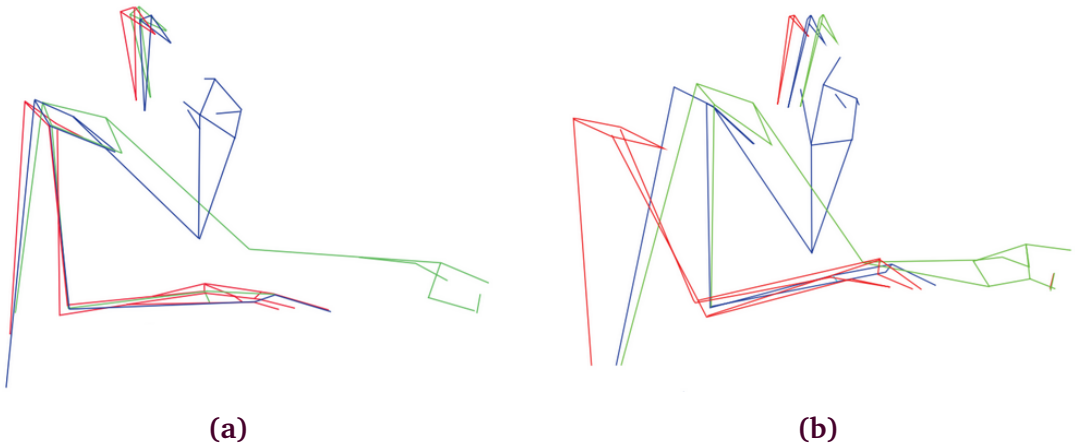


Figure 1.2 – *Illustration de stratégie compensatoire lors de la saisie d'un verre : (a) pour un sujet en bonne santé et (b) pour un patient victime d'AVC (Aprile et al., 2014)*

Afin de rétablir au maximum leurs capacités motrices, sensorielles ou cognitives, les patients doivent suivre un processus de récupération, appelé *rééducation*. Les patients se rendent à l'hôpital, souvent tous les jours aux premiers stades de la récupération, pour effectuer des exercices spécifiques en fonction de leurs handicaps avec des professionnels de santé. Les professionnels de santé accompagnent les patients lors de la réalisation des exercices en leur prodiguant conseils et encouragements. Ils s'assurent de la qualité de réalisation des exercices afin d'optimiser la rééducation à partir d'observations visuelles élémentaires (capacité à déplacer un objet seul, position globale du bras, saisie correcte de l'objet, etc.). Des bilans, effectués à intervalles de 1 à 3 mois, permettent d'évaluer la récupération des patients avec des méthodes d'évaluation standardisées (Carr et al., 1985).

Le récent développement des nouvelles technologies a permis l'apparition de nouvelles approches de rééducation et de suivi permettant de surveiller l'activité motrice des patients. De nombreuses plates-formes de rééducation ont été développées en utilisant la réalité virtuelle, la réalité augmentée ou les écrans interactifs (Saposnik et al., 2011; Hondori et al., 2013). Cependant, ces plates-formes peuvent être coûteuses, particulièrement les plates-formes de réalité virtuelle qui nécessitent un équipement spécifique, et n'offrent qu'une zone de travail restreinte limitant leur portabilité. D'autres plates-formes moins coûteuses destinées au suivi d'activité permettent de s'affranchir de la contrainte de portabilité. Ces plates-formes se basent sur des dispositifs portés par les patients intégrant des capteurs électroniques (Dobkin and Dorsch, 2011; Bonato,

2005) ou des capteurs textiles (Pacelli et al., 2006; Lymberis and Paradiso, 2008). Cependant, le port de capteurs est contraignant pour les patients victimes d'AVC qui ont déjà des difficultés à s'habiller par exemple.

1.2 Problématique

Une étude menée par Anderson et al. (2000) a montré que la rééducation est un processus qui mobilise du personnel médical et qui implique des infrastructures coûteuses sur de longues périodes. Comme la population vieillit, de moins en moins de professionnels seront disponibles dans les années à venir pour traiter de plus en plus de patients. De plus, le suivi et l'évaluation des patients se fait à partir d'observations visuelles. Peu voire aucune information objective et quantifiable sur la réalisation des exercices n'est collectée pendant les séances de rééducation. Ainsi, des informations potentiellement cruciales sur les capacités motrices des patients ne sont pas mesurées. Enfin, l'accompagnement lors des séances de rééducation et la réalisation des bilans nécessitent la présence d'un professionnel de santé dédié à cette tâche. Les plates-formes de rééducation et de suivi utilisant les nouvelles technologies sont prometteuses pour assister les professionnels de santé et maintenir la motivation des patients tout en collectant des informations quantifiables sur les fonctions motrices de ces derniers. Cependant, ces plates-formes présentent des contraintes de coût, de portabilité et d'utilisabilité.

Problématique

- De plus en plus de patients et de moins en moins de personnel
- Perte d'information lors du suivi à partir d'observations visuelles
- Contraintes de coût, de portabilité et d'utilisabilité des nouvelles plates-formes

1.3 Objectifs de recherche

Afin d'améliorer l'accompagnement des patients en offrant aux professionnels de santé un suivi plus représentatif de l'état de santé des patients séance après séance, il est nécessaire d'étudier cette problématique sur deux axes : un axe technologique et un axe expérimental. En effet, il est important de concevoir de nouvelles plates-formes de suivi capables de collecter des informations objectives et quantifiables sur les fonctions motrices des membres supérieurs lors de la réalisation d'exercices de rééducation tout en répondant aux contraintes de coût,

de portabilité et d'utilisabilité.

Pour proposer de telles plates-formes, nous devons étudier les méthodes d'évaluation des capacités motrices des patients déjà développées ainsi que les objets utilisés pendant les séances de rééducation. À partir des ces résultats, il est important de comprendre quelles informations doivent être collectées et quels objets seront utilisés dans ce but. L'objectif suivant est de réaliser ces objets en respectant des contraintes de taille, de forme et de poids. Par la suite, il est primordial de mettre en place des outils de traitement de données visant à fournir aux professionnels de santé des informations pertinentes d'une part et faciles et rapides à interpréter d'autre part.

À travers des études expérimentales, il est important d'évaluer ce qu'apportent les informations récoltées par les objets aux professionnels de santé et d'examiner comment ils appréhendent ces nouveaux outils. En effet, leurs habitudes de travail seraient modifiées avec l'intégration de nouvelles plates-formes de suivi pendant les séances de rééducation. Ensuite, il est primordial de concevoir et d'évaluer des interfaces de visualisation de données pour les professionnels de santé visant à afficher de manière rapide et efficace les informations collectées par les objets. Enfin, il est crucial d'étudier l'utilisabilité et l'acceptabilité de ces plates-formes auprès des patients afin d'éviter un rejet de la technologie de la part de ces derniers.

Objectifs

Les motivations de cette thèse se déclinent en quatre objectifs principaux :

1) Proposer des plates-formes de suivi permettant de collecter des informations objectives et quantifiables sur les fonctions motrices des membres supérieurs des patients pendant les séances de rééducation
2) Évaluer ce qu'apporte les informations récoltées au travail des professionnels de santé et examiner comment ils appréhendent ces nouveaux outils
3) Concevoir et évaluer des interfaces de visualisation de données pour les professionnels de santé
4) Étudier l'utilisabilité et l'acceptabilité de ces nouveaux outils auprès des patients

1.4 Démarche et contributions

Afin d'atteindre cet objectif, nous avons suivi la démarche résumée dans le tableau 1.1. Tout d'abord, une revue de l'état de l'art sur l'AVC est présentée au

chapitre 2. Ce chapitre donne un aperçu des efforts déployés jusqu'à présent pour développer : (i) des outils d'évaluation des fonctions motrices des membres supérieurs et (ii) des plates-formes de rééducation et de suivi d'activité utilisant les nouvelles technologies. Par ailleurs, les caractéristiques des différents retours sensoriels nécessaires à la transmission d'informations aux patients ainsi que leurs applications sont détaillées (Section 2.4). Avec cette vue d'ensemble, les recherches effectuées dans le but d'évaluer les fonctions motrices des membres supérieurs et de proposer de nouveaux outils de rééducation et de suivi sont passées en revue et expliquées pour mieux mettre en contexte le travail présenté dans cette thèse. L'état de l'art montre que de nombreuses échelles de mesures existent mais se basent sur des observations visuelles élémentaires des professionnels de santé qui demeurent trop restrictives. De nombreuses recherches ont ensuite développé des plates-formes de rééducation en réalité virtuelle, augmentée ou via des écrans interactifs mais également des plates-formes destinées au suivi d'activité avec des dispositifs portables et des capteurs textiles. Cependant, ces plates-formes présentent des contraintes de coût, de portabilité ou encore d'utilisabilité.

Avant de concevoir de nouveaux objets pour la rééducation et le suivi d'activité, il est nécessaire de connaître les habitudes et les outils de travail des professionnels de santé. Ainsi, le chapitre 3 présente tout d'abord une étude observationnelle visant à mettre en évidence les outils et objets de rééducation utilisés par les professionnels de santé pendant les séances de rééducation. En s'inspirant des résultats de cette étude et de l'état de l'art, nous présentons différents objets de suivi d'activité des membres supérieurs : un osselet et un cube pour le suivi de l'activité motrice de la main, un bracelet et un vêtement instrumenté d'un capteur textile pour le suivi de l'activité motrice du bras et un verre pour le suivi de l'indépendance lors de tâches complexes. Ces objets permettent de collecter des informations objectives et quantifiables lors de leur manipulation. L'osselet collecte des informations sur la position des doigts sur ses faces latérales, la pression appliquée par le patient, son orientation, les mouvements brusques et les tremblements du patient lors de la saisie. Le cube collecte des informations sur la pression appliquée par le patient, son orientation, les mouvements brusques et les tremblements du patient lors de la saisie. Le bracelet permet de détecter les mouvements du bras et les tremblements du patient tandis que le vêtement instrumenté mesure l'angle de flexion du coude. Enfin, le verre collecte des informations sur la quantité de liquide dans son réceptacle, son orientation, sa position par rapport à une cible déterminée et les mouvements brusques et les tremblements du patient lors de la manipulation. Le verre est le seul objet à embarquer des retours sensoriels puisqu'une utilisation à domicile est envisageable.

Le chapitre 4 concerne la réalisation technique des objets et détaille l'ensemble des capteurs intégrés dans chaque objet ainsi que l'architecture matérielle, la communication sans fil et la consommation énergique de ces derniers.

Ensuite, le chapitre 5 détaille les différents traitements effectués sur les données collectées et comprend : (i) l'analyse de l'orientation, (ii) l'analyse des tremblements, (iii) l'analyse de la tâche *Boire* avec le verre, (iv) l'analyse de l'extension du coude avec le vêtement instrumenté et (v) l'analyse d'activités complémentaires avec le verre.

Après avoir conçu et réalisé ces objets de suivi d'activité, la validation des fonctionnalités et la conception d'interfaces de visualisation ont été étudiées. Le chapitre 6 présente tout d'abord une étude préliminaire visant à valider les fonctionnalités des objets auprès des professionnels de santé. Les résultats montrent que la première version de l'osselet ne doit pas être utilisée avec certains patients et que le design et les fonctionnalités du verre doivent être modifiés. En se basant sur ces recommandations, un nouveau verre a été réalisé et une application mobile de collecte et de visualisation des données a été développée. Une étude de validation des interfaces a enfin été menée auprès de professionnels de santé afin de collecter les retours sur de possibles améliorations. Les résultats montrent que les choix de conception sont majoritairement validés par les professionnels de santé. Il a cependant été demandé d'ajouter des nouvelles fonctionnalités.

L'utilisabilité et l'acceptabilité des objets auprès de patients victimes d'AVC ont ensuite été étudiées. Le chapitre 7 présente dans un premier temps les résultats de pré-tests réalisés avec quelques patients. Les pré-tests visaient à s'assurer de la fiabilité des données récoltées par les objets durant leur utilisation et les résultats montrent que les données collectées sont fiables. Dans un second temps, une étude préliminaire visant à récolter de premiers retours sur l'utilisabilité et l'acceptabilité des objets est présentée. Les résultats sont encourageants et montrent que la majorité des patients ayant participé à cette étude sont volontaires pour utiliser ces objets dans leur programme de rééducation grâce à leur facilité d'utilisation et à l'apport potentiel de ces derniers au suivi des professionnels de santé.

Enfin, dans le dernier chapitre (Chapitre 8), nous réfléchissons au travail présenté dans cette thèse et à notre objectif de proposer des objets de suivi d'activité motrice des membres supérieurs intégrant des capteurs afin d'assister les professionnels de santé en palliant les contraintes de coût, de portabilité et d'utilisabilité des plates-formes existantes. Nous réfléchissons également aux travaux futurs qui pourraient étendre et compléter le travail présenté dans cette thèse.

Chapitre	*Objectifs*
Chapitre 2 : État de l'art	**Partie 1 : méthodes d'évaluation** • Décrire les principales méthodes d'évaluation des fonctions motrices des membres supérieurs. • Décrire la fiabilité et la validité de ces méthodes. **Partie 2 : plates-formes de rééducation et de suivi** • Examiner les principales plates-formes de rééducation et de suivi. • Présenter les contraintes et limitations liées à ces plates-formes. **Partie 3 : retours sensoriels** • Décrire les différents retours sensoriels disponibles pour transmettre des informations aux patients lors de la manipulation d'objets.
Chapitre 3 : Conception d'objets de suivi	**Partie 1 : étude observationnelle** • Mettre en évidence les outils et objets utilisés pendant les séances de rééducation. • Confirmer le suivi élémentaire basé sur des estimations visuelles lors des séances de rééducation. **Partie 2 : conception des objets** • Concevoir des objets pour le suivi des fonctions motrices de la main et du bras en s'inspirant de l'étude observationnelle et de la littérature. • Concevoir des objets pour le suivi de l'indépendance lors de tâches complexes en s'inspirant de l'étude observationnelle et de la littérature. • Proposer des retours sensoriels sur ces objets si nécessaire.

Chapitre	*Objectifs*
Chapitre 4 : Réalisation technique des objets	• Choisir, pour chaque objet, les capteurs permettant de remonter aux informations identifiées dans le chapitre précédent. • Définir l'architecture matérielle permettant d'intégrer les capteurs dans chaque objet. • Étudier les problématiques liées à la communication sans fil et à l'économie d'énergie.
Chapitre 5 : Traitement des données	**Partie 1 : analyse de l'orientation** • Implémenter l'algorithme de fusion RTQF pour calculer l'orientation lors de la manipulation d'un objet. **Partie 2 : analyse des tremblements** • Utiliser la transformée de Fourier rapide et la densité spectrale de puissance pour calculer les fréquences et amplitudes des tremblements lors de la manipulation d'un objet. **Partie 3 : analyse de la tâche *Boire*** • Choisir judicieusement les descripteurs à utiliser pour l'apprentissage automatique. • Configurer l'algorithme d'apprentissage pour obtenir les meilleures performances possible. • Comparer ces résultats à un autre algorithme. **Partie 4 : analyse de la flexion du coude** • Choisir judicieusement les descripteurs à utiliser pour l'apprentissage automatique. • Configurer l'algorithme d'apprentissage pour obtenir les meilleures performances possible. • Comparer ces résultats à d'autres algorithmes. **Partie 5 : analyse d'activités quotidiennes** • Mêmes objectifs que pour l'analyse de la tâche *Boire*.

Chapitre	*Objectifs*
Chapitre 6 : Fonctionnalités, visualisation et études préliminaires	**Partie 1 : étude préliminaire des fonctionnalités** • Explorer l'ensemble des fonctionnalités et le design des objets avec les professionnels de santé. • Récolter des retours sur de possibles améliorations. **Partie 2 : interfaces de visualisation** • Enregistrer les données collectées par les objets à l'aide d'une application mobile. • Proposer une application de visualisation rapide et efficace aux professionnels de santé. **Partie 3 : étude des interfaces de visualisation** • Valider le développement des interfaces de visualisation auprès des professionnels de santé. • Récolter des retours sur de possibles améliorations.
Chapitre 7 : Étude avec des patients	**Partie 1 : pré-tests** • S'assurer de la fiabilité des données récoltées par les objets durant leur utilisation. • Détecter de possibles dysfonctionnements pendant la collecte de données. **Partie 2 : étude d'utilisabilité et d'acceptabilité** • Collecter de premiers retours sur l'utilisabilité et l'acceptabilité des objets par les patients. • Évaluer deux critères d'utilisabilité des objets : l'efficacité et la satisfaction. • Évaluer l'acceptabilité des objets.
Chapitre 8 : Conclusion générale	• Rappel des objectifs de recherche. • Contributions. • Limites et perspectives de recherche.

Tableau 1.1 – *Résumé des différentes parties du manuscrit et des principaux objectifs*

Chapitre 2

État de l'art

Sommaire

2.1 Introduction **34**

2.2 Évaluation des fonctions motrices des membres supérieurs . **34**

2.2.1 Méthode d'évaluation avec des tâches élémentaires . . . 35

2.2.2 Méthodes d'évaluation avec des tâches complexes 41

2.2.3 Constat et limites 46

2.3 Plates-formes de rééducation et de suivi d'activité **48**

2.3.1 Plates-formes de rééducation 48

2.3.2 Plates-formes de suivi 55

2.3.3 Constat et limites 62

2.4 Retours sensoriels **64**

2.5 Conclusion **65**

2.1 Introduction

Comme évoqué dans l'introduction de cette thèse, les patients peuvent être confrontés après un AVC à de nombreux troubles moteurs comme l'hémiparésie, la spasticité, les déficiences visuelles ou les tremblements. Ces troubles moteurs et sensoriels ont un impact direct sur les activités quotidiennes et notamment la manipulation d'objets de la vie courante. La rééducation avec des professionnels de santé vise donc à retrouver des capacités motrices suffisantes pour l'indépendance au quotidien. Afin d'évaluer la récupération des patients, des bilans sont effectués à intervalles réguliers à l'aide d'échelles de mesure basées sur les observations visuelles des professionnels de santé. Aussi, avec le développement croissant des nouvelles technologies, diverses plates-formes ont émergé pour la rééducation ou le suivi d'activité. Les plates-formes de rééducation proposent des exercices plus adaptés visant à maintenir la motivation des patients sur le long terme. Les plates-formes de suivi d'activité ont pour but de collecter des informations sur les fonctions motrices de patients lors de la réalisation d'exercices de rééducation.

Ce chapitre présente tout d'abord une revue de l'état de l'art sur les méthodes et outils d'évaluation des fonctions motrices des membres supérieurs à la section 2.2. Par la suite, une revue de l'état de l'art des plates-formes de rééducation et de suivi d'activité des patients victimes d'AVC est exposée à la section 2.3. Enfin, les caractéristiques des différents retours sensoriels pouvant être utilisés lors du développement des ces plates-formes et leurs applications sont détaillés à la section 2.4.

2.2 Évaluation des fonctions motrices des membres supérieurs

De nombreux protocoles et échelles standardisés ont été développés pour évaluer la récupération motrice des membres supérieurs des patients victimes d'AVC. Ces derniers peuvent être regroupés selon deux catégories : les protocoles standardisés qui utilisent des tâches élémentaires et ceux qui utilisent des tâches complexes. Les tâches élémentaires sont utilisées pour évaluer les fonctions motrices des patients dans les premiers stades de la récupération ou lorsque les troubles moteurs sont importants alors que les tâches complexes sont utilisées pour évaluer l'indépendance des patients dans la réalisation de tâches de la vie courante ou lorsque les troubles moteurs sont faibles. Cette partie présente les différents protocoles et échelles standardisés permettant d'évaluer les fonctions motrices des patients en fonction de la nature des tâches utilisées.

2.2.1 Méthode d'évaluation avec des tâches élémentaires

Ayres et Holser Buehler ont développé un test standardisé appelé le Box and Block Test (BBT) qui permet d'évaluer de manière globale la dextérité manuelle chez des adultes atteints de paralysie cérébrale (Mathiowetz et al., 1985). L'objectif pour le patient est de déplacer des cubes de deux centimètres et demi de côté les uns après les autres d'un compartiment à un autre (Figure 2.1). Si le patient saisit deux cubes à la fois, un seul est comptabilisé comme déplacé. Si un cube tombe, il n'est pas pris en compte dans le score final. Le score final correspond au nombre de cubes déplacés d'une boîte à l'autre pendant une minute en soustrayant le nombre de cubes tombés lors du déplacement et les cubes déplacés ensemble. Plusieurs recherches ont étudié la fiabilité et la reproductibilité inter-évaluateurs du BBT, autrement dit la capacité du BBT à fournir les mêmes résultats à partir des observations du même évènement par plusieurs évaluateurs. Desrosiers et al. (1994) et Svensson and Häger-Ross (2006) ont par exemple montré la fiabilité du BBT pour évaluer la dextérité manuelle globale sans réelle précision tandis que Platz et al. (2005) et Chen et al. (2009) ont montré que le BBT présente une très bonne reproductibilité inter-évaluateurs. Le Box and Block Test est également simple et rapide à réaliser mais n'évalue que la dextérité manuelle grossière.

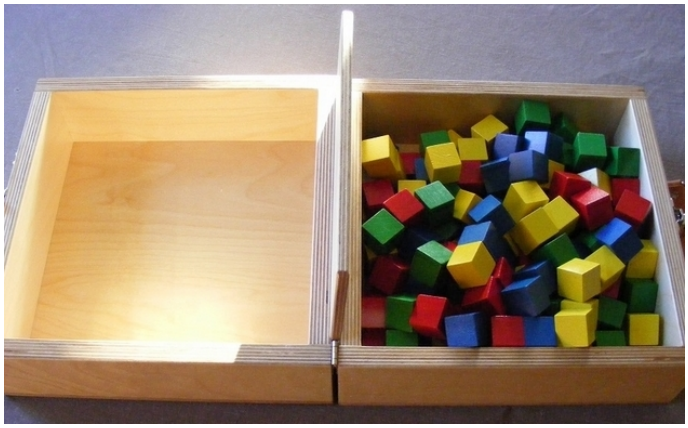


Figure 2.1 – *La valise du Box and Block Test*

En se basant sur une série d'observations longitudinales, l'ergothérapeute suédoise Signe Brunnström a développé une approche, aujourd'hui appelée "Approche Brunnström", permettant d'évaluer la récupération motrice des patients (Brunnstrom, 1966). L'approche Brunnström définit le rétablissement comme une série de sept étapes appelées "Brunnström Recovery Stages" ou BRS (Tableau 2.1). La BRS décompose en sept étapes la façon dont le contrôle moteur peut être restauré dans tout le corps après un AVC. Les sept étapes du BRS évaluent trois éléments : la récupération de la main (BRS-H pour Hand), les commandes élémentaires et complexes du bras comme la flexion ou l'extension

du coude (BRS-A pour Arm) et les fonctions motrices de la jambe (BRS-L pour Leg). Bien que ces évaluations soient subjectives et se basent sur des observations visuelles, cette approche est devenue un choix populaire auprès des ergothérapeutes et des kinésithérapeutes, ainsi que des patients depuis sa création. En effet, après comparaison de l'état de santé des patients à l'admission et à la sortie, ce dernier s'est considérablement amélioré pour la plupart des patients (Shah et al., 1986). L'approche Brunnström peut donc être utilisée comme un test valide pour l'évaluation de patients hémiplégiques (Naghdi et al., 2010).

Étape	Description
1	Flaccidité juste après l'AVC
2	Développement de la spasticité, augmentation des réflexes et des mouvements synergiques appelés synergies obligatoires
3	Spasticité et synergies obligatoires fortes, contrôle volontaire limité
4	Spasticité et influence synergique en déclin, contrôle volontaire plus aisé
5	Faible spasticité, capacité à se déplacer, mouvements articulaires isolés et combinaisons de mouvements complexes possible
6	Plus de spasticité, mouvements et coordination quasi normaux
7	Fonctions motrices normales

Tableau 2.1 – *Les sept étapes de l'approche Brunnström*

En s'inspirant de l'approche Brunnström, Fugle et Meyer ont développé un outil d'évaluation spécifique à l'AVC suivant le processus naturel de récupération d'un patient hémiparétique appelé l'évaluation de Fugle-Meyer (Fugle-Meyer Assessment - FMA) (Fugl-Meyer et al., 1974). FMA permet d'évaluer cinq éléments : les fonctions motrices, les fonctions sensorielles, l'équilibre, l'amplitude articulaire et la douleur articulaire. Ces éléments sont divisés en deux parties : les extrémités supérieures (Upper Extremities - FMA-UE) et les extrémités inférieures (Lower Extremities - FMA-LE). Cependant, le FMA-UE (Figure 2.2) est plus largement utilisé que le FMA-LE (Michielsen et al., 2011). Le FMA-UE est réalisé en 10 à 20 minutes et comprend 33 éléments d'évaluation liés aux mouvements de l'extrémité supérieure proximale et distale (Finch et al., 2002; Velozo and Woodbury, 2011). La notation est faite sur une échelle ordinale allant de 0 (l'élément ne peut pas être exécuté) à 2 (l'élément peut être exécuté

sans erreur) par l'observation directe de la performance du mouvement. Plusieurs études ont évalué la fiabilité et la reproductibilité intra et inter-évaluateurs du FMA. Par exemple, Sanford et al. (1993) ont montré que le FMA possède une reproductibilité inter-évaluateurs élevée comme le Box and Block Test. De même, Duncan et al. (1983) ont montré que le FMA présente également une bonne reproductibilité intra-évaluateur, autrement dit que le FMA permet à un évaluateur d'aboutir à priori aux mêmes conclusions en observant plusieurs fois le même évènement. Le FMA est donc fiable pour évaluer la récupération des patients.

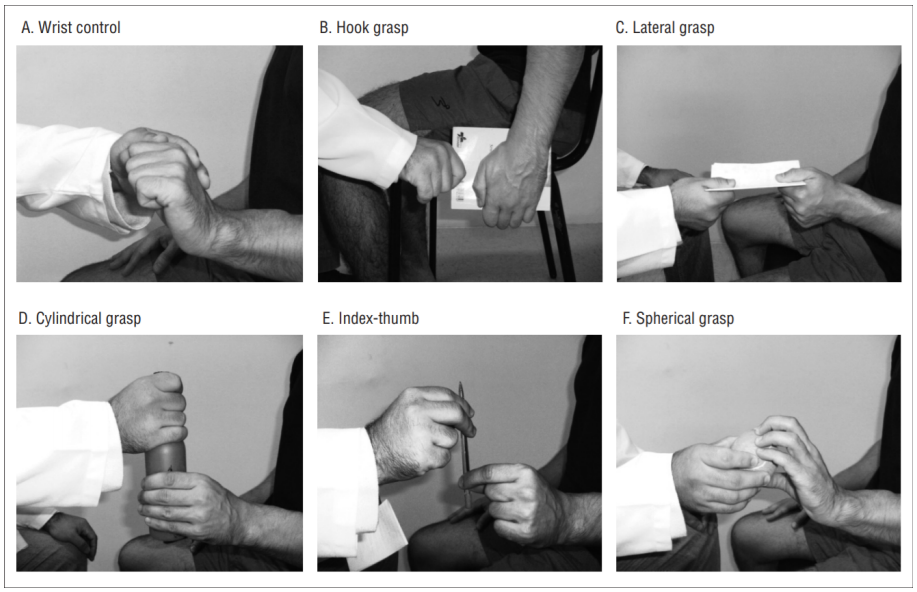


Figure 2.2 – *Éléments de la catégories FMA-UE pour évaluer le contrôle du poignet, la prise en crochet, la prise latérale, la prise cylindrique, la prise pouce-index et la poignée sphérique (Michaelsen et al., 2011)*

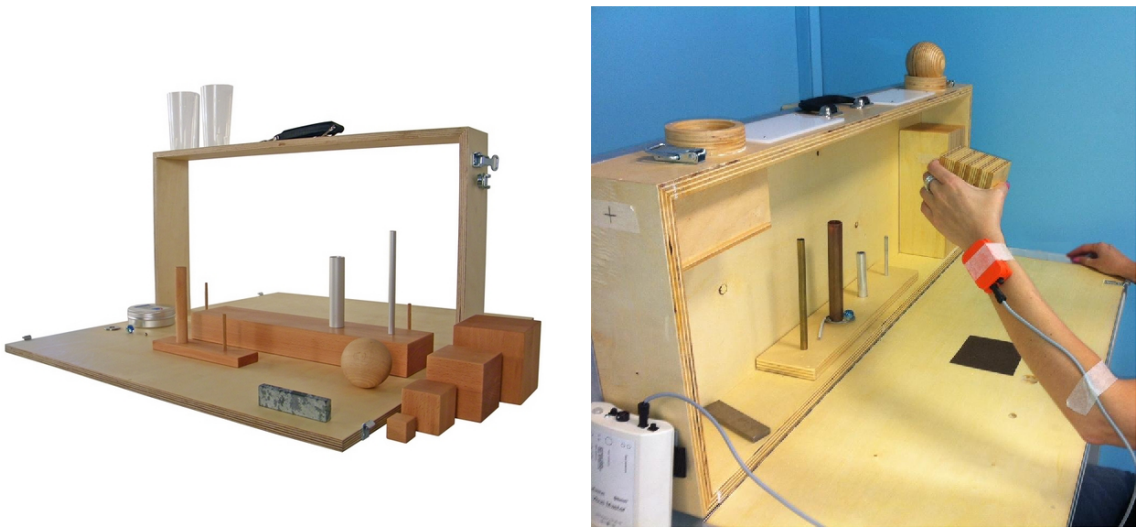
Par ailleurs, Lincoln and Leadbitter (1979) ont développé le Rivermead Motor Assessment (RMA) afin d'évaluer la performance motrice des patients pour une utilisation clinique mais également à des fins de recherche. Le RMA évalue trois composantes motrices relatives aux fonctions motrices globales (marcher, monter/descendre des escaliers, courir, récupérer un objet), aux mouvements des jambes et du tronc (se tenir sur une jambe, fléchir le genou) et aux mouvements des bras (pronation/supination, faire rebondir une balle, etc.). Dans chaque catégorie, les éléments sont évalués du plus simple au plus difficile à réaliser. Chaque élément d'évaluation est noté par 0 (échoué) ou 1 (réussi). Après trois échecs consécutifs pour un élément, le test est arrêté sans conduire la séquence de test suivante. En effet, il est présumé que le patient ne pourra pas réaliser les éléments suivants puisqu'ils sont considérés comme plus difficiles à reproduire. D'après Collin and Wade (1990), le RMA s'avère être prédictif de l'incapacité à marcher 18 mois après l'AVC lorsque le score de motricité global 6 mois après

l'AVC est faible.

Un autre test appelé l'indice de motricité (Motricity Index - MI) a été développé par Demeurisse et al. (1980) pour évaluer des déficiences motrices des membres supérieurs et inférieurs à la suite d'un AVC. Les déficiences motrices sont évaluées durant différentes tâches de manipulation impliquant des mouvements de la main, du coude et des jambes (saisir un cube entre le pouce et l'index, plier le coude ou encore fléchir les genoux) à l'aide d'une échelle ordinale de six points (Compston, 2010). Plusieurs études ont étudié la capacité de la BRS et du MI à évaluer les fonctions motrices des membres supérieurs ainsi qu'à détecter des changements dans ces dernières. À titre d'exemple, nous indiquons l'étude réalisée par Safaz et al. (2009) sur 46 patients qui a montré que la BRS et le MI ont des résultats similaires lors de l'évaluation des fonctions motrices des membres supérieurs. On peut noter que les similitudes sont plus importantes au moment de la sortie de l'hôpital qu'à l'admission du patient. La capacité à détecter des changements de la BRS est importante et similaire à celle du MI, notamment dans les premières semaines après l'AVC. De plus, diverses études ont étudié la reproductibilité intra-évaluateur de l'indice de motricité. Par exemple, l'étude réalisée par Fayazi et al. (2012) sur vingt patients montre une reproductibilité intra-évaluateur élevée pour le MI. Enfin, certaines recherches ont étudié la fiabilité de l'indice de motricité. Par exemple, Bohannon (2001) a mené une étude sur dix patients visant à comparer les scores obtenus avec le MI à des mesures effectuées à l'aide d'un dynamomètre. Les résultats de cette étude transversale montrent que le MI est capable d'évaluer la capacité des membres supérieurs à bouger malgré l'application d'une force extérieure. Ces résultats ont été confirmés par Cameron and Bohannon (2000) sur quinze patients. L'indice de motricité est donc un test fiable et reproductible pour détecter des déficiences motrices dans les membres supérieurs.

De même, l'Action Research Arm Test (ARAT) vise à évaluer les changements spécifiques dans les fonctions motrices des membres supérieurs (Lyle, 1981). Il évalue la capacité du patient à manipuler des objets variés en termes de dimension, de poids et de forme et peut ainsi être considéré comme une mesure des limitations des activités spécifiques au membre supérieur (Platz et al., 2005). ARAT est divisé en quatre catégories : saisie, tenue, pincement et mouvements globaux. Il comprend 19 éléments d'évaluation inspirés des 33 éléments du Upper Extremity Function Test (Carroll, 1965) auxquels on attribue des scores compris entre zéro et trois (0 : ne peut effectuer aucune partie du test et 3 : effectue normalement le test). Le patient est invité à accomplir la tâche la plus difficile de chaque sous-échelle. Si le patient atteint le score maximum dans cette tâche, le score maximum de 3 est alors attribué à cette sous-échelle et le patient passe à la sous-échelle suivante. De nombreuses études ont étudié la validité

d'ARAT en le comparant à d'autres méthodes d'évaluation. Par exemple, Lin et al. (2010) ont réalisé une étude sur 59 patients visant à comparer l'évaluation de la dextérité manuelle d'ARAT à celle du BBT et du FMA. De même, De Weerdt and Harrison (1985) et Desrosiers et al. (1994) ont étudié sur respectivement 53 et 35 patients en phase aiguë de récupération la validité d'ARAT en le comparant au BBT et au FMA. Les résultats de ces études montrent que l'Action Arm Research Test et le Fugle-Meyer Assessment offrent une évaluation similaire des fonctions motrices des membres supérieurs à deux et huit mois après l'AVC. Aussi, l'ARAT et le Box and Block Test offrent une évaluation similaire de la dextérité de la main. Par ailleurs, la capacité d'ARAT à détecter des changements dans les fonctions motrices a été comparée à d'autres méthodes d'évaluation. À titre d'illustration, Van der Lee et al. (2001a) et Rabadi and Rabadi (2006) ont montré qu'ARAT est plus sensibles aux changements que le FMA. Enfin, la reproductibilité intra et inter-évaluateurs de l'Action Arm Research Test est élevée comme le montre l'étude réalisée par Van der Lee et al. (2001b). L'ensemble de ces études montre que l'Action Arm Research Test est valide, permet de détecter facilement des changements et peut être plus efficace que le Fugle-Meyer Assessment pour évaluer les fonctions motrices des membres supérieurs.



(a) **(b)**

Figure 2.3 – *Action Arm Research Test : (a) la valise contenant l'ensemble des objets utilisés pour le test et (b) un patient pendant le test lors d'une expérience (Carpinella et al., 2014)*

Contrairement aux méthodes d'évaluation précédentes, l'échelle appelée Motor Assessment Scale (MAS) se base sur la performance comme moyen d'évaluation des fonctions motrices chez les patients ayant subi un AVC (Carr et al., 1985). Cette échelle repose sur une approche qui utilise des tâches fonctionnelles telles que la position couchée, sur le dos ou assis/debout pour évaluer les fonctions motrices et le tonus musculaire plutôt que des motifs isolés de mouvements. Une

étude réalisée avec trente-deux patients a été menée par Malouin et al. (1994) afin de comparer les mesures du FMA et de la MAS. Les résultats montrent que la MAS et le FMA offrent des résultats similaires bien que le FMA reste plus approprié pour discriminer les niveaux de récupération motrice dans les premiers stades de récupération ou chez les patients les plus atteints. Ces résultats ont été confirmés par Poole and Whitney (1988).

L'échelle d'évaluation de Chedoke-McMaster, appelée CMSA (Chedoke-McMaster Stroke Assessment Scale), permet la détection de troubles et de handicaps moteurs (Morland et al., 1993). La CMSA se compose de deux parties : l'inventaire des déficiences et l'inventaire des incapacités. L'inventaire des déficiences comporte six éléments : douleur à l'épaule, contrôle postural, mouvement du bras et mouvement du pied. Chaque élément, à l'exception de la douleur à l'épaule, est notée sur une échelle ordinale à sept points similaire à l'évaluation réalisée par la BRS. L'échelle d'évaluation de la douleur à l'épaule est unique et se rapporte à sa gravité. L'inventaire des handicaps est purement fonctionnel et est basé sur dix éléments moteurs globaux et cinq éléments de marche. La littérature indique que les scores de CMSA et du FMA sont proches (Gowland et al., 1993; Huijbregts et al., 2000). Cependant, des études indiquent que la CMSA n'est pas adaptée pour prédire l'état de santé du patient à court, moyen et long terme en fonction de son état de santé actuel (Dang et al., 2011). La CMSA est donc moins populaire dans la pratique clinique que d'autres méthodes d'évaluation comme ARAT ou BRS car la réalisation de la CMSA a été jugée trop longue (45 à 60 minutes), les domaines évalués trop vastes et les résultats trop complexes à obtenir.

Enfin, l'évaluation des mouvements en rééducation post-AVC (Stroke Rehabilitation Assessment of Movement - STREAM) vise à mesurer le mouvement volontaire et la mobilité de base après un AVC. Ce test comprend 30 éléments, dix pour la motricité volontaire des membres supérieures, dix pour celle des membres inférieures et dix pour la mobilité de base. Une échelle ordinale de 3 points (0, incapable d'effectuer le mouvement à 2, capable d'effectuer le mouvement d'une manière comparable à celle du côté sain) est utilisée pour noter le mouvement volontaire des extrémités (Ahmed et al., 2003; Daley et al., 1999). De nombreuses études ont étudié la validité du STREAM par rapport à d'autres méthodes d'évaluation, sa reproductibilité inter-évaluateurs ainsi que sa validité prédicite. Par exemple, Endres et al. (1990) ont comparé les résultats obtenus avec le STREAM et le RMA à quelques jours, un mois et un an après l'AVC et ont montré que ces derniers sont similaires. D'autre part, une étude menée sur de 54 patients montre que la reproductibilité inter-évaluateurs du STREAM est excellente et que les résultats obtenus avec le STEAM sont comparables à ceux obtenus avec le FMA (Wang et al., 2002). Aussi, Higgins

et al. (2005) ont conduit une étude sur 55 patients visant à comparer, à une et cinq semaines après l'AVC, la validité prédictive du STREAM à celle du BBT. Les résultats montrent que le STREAM et le BBT sont similaires bien que le Box and Block Test reste le meilleur prédicteur des fonctions motrices des membres supérieurs à cinq semaines après l'AVC. Cependant, cette comparaison est à modérer puisque le STREAM n'évalue que la fermeture et l'ouverture de l'opposition main et pouce alors que le BBT évalue également le contrôle du poignet. Enfin, Hsueh et al. (2003) ont montré que le STREAM est recommandé pour mesurer le déficit de mobilité chez les patients.

Toutes ces approches utilisent des tâches élémentaires pour évaluer les fonctions motrices des patients victimes d'AVC. Les tâches à exécuter sont souvent simples et correspondent à des mouvements isolés. Ces méthodes d'évaluation sont donc destinées à l'évaluation des fonctions motrices dans les premières étapes de rééducation, lorsque les troubles moteurs sont importants et que la mobilité des patients est faible.

2.2.2 Méthodes d'évaluation avec des tâches complexes

Les fonctions motrices des patients peuvent aussi être évaluées à l'aide de tâches complexes, principalement des AVQ. Il est alors possible ; d'une part, d'évaluer l'indépendance des patients dans la vie courante lorsque les troubles moteurs sont faibles et d'autre part, de potentiellement prédire leur état de santé à court et moyen terme (Legg et al., 2007; Veerbeek et al., 2011). En effet, les AVQ sont constituées de séquences d'action complexes sollicitant différents groupes musculaires et articulaires en même temps. L'indice de Barthel (Barthel Index - BI) mesure l'indépendance et la mobilité lors de la réalisation d'AVQ (Mahoney, 1965) (Figure 2.4). L'indice de Barthel comporte dix éléments : "se nourrir", "prendre un bain", "hygiène personnelle", "s'habiller", "continence intestinale", "continence vésicale", "faire sa toilette", "changer de chaise", "marcher" et "monter les escaliers". Le score des éléments est pondéré en fonction de l'aide extérieure apportée et correspond à la performance de l'individu. Ainsi, le score est de 0, 5 ou 10 respectivement pour une activité exécutée de manière indépendante, avec un peu d'assistance ou de manière totalement dépendante. Diverses études ont étudié la fiabilité de l'indice de Barthel ainsi que sa sensibilité aux changements. Collin et al. (1988) ont par exemple montré que le BI est robuste et fiable pour évaluer l'indépendance des patients. Cependant, les éléments "se nourrir", "se laver" et "s'habiller" apparaissent comme les éléments les plus difficiles à noter selon les évaluateurs car ils sont considérés comme très subjectifs. D'autre part, Hsueh et al. (2003) ont comparé la sensibilité de l'indice de Barthel avec celle de STREAM. Les résultats de cette étude montre que le BI est sensible aux changements. Cependant, un effet de plafonnement apparaît ce

qui signifie que l'indice de Barthel ne détecte pas bien les changements chez les individus hautement fonctionnels. Enfin, la validité prédictive de l'indice de Barthel a été démontrée pour prédire le rétablissement fonctionnel (Tilling et al., 2001), les risques de chutes (Sze et al., 2001) et les performances de certaines AVQ à six mois (Hsueh et al., 2001).

Figure 2.4 – *Patiente lors de la réalisation de la tâche "Changer de chaise" de l'indice de Barthel*

L'Action Arm Research Test évoqué précédemment utilise également une activité de la vie quotidienne pour évaluer les fonctions motrices des patients : transvaser de l'eau d'un verre à un autre. Cette activité permet à la fois d'évaluer les capacités motrices du patient mais aussi de détecter de potentiels troubles visuels. De même, le STREAM évoqué plus haut utilise des activités de la vie quotidienne pour évaluer les fonctions motrices des patients et leur indépendance comme par exemple monter ou descendre des escalier (Figure 2.5).

Une étude a été menée avec 122 patients a permis de développer l'indice d'Activités (Activities Index - AI) qui permet de refléter et de comparer le mode de vie des patients avant et après un AVC (Holbrook and Skilbeck, 1983). L'indice d'Activités inclut quinze éléments pour évaluer le comportement des patients lors de l'exécution de tâches domestiques, du travail et des activités en extérieur. Diverses études ont évalué la fiabilité de l'AI. Par exemple, Schuling et al. (1993), Pan et al. (2003) et Sveen et al. (1999) ont montré une grande similarité entre les résultats obtenus avec l'AI et ceux obtenus avec l'indice de Barthel. D'autre part, Pedersen et al. (1997a) ont montré que l'indice d'Activité est un outil de mesure pertinent et qu'il est complémentaire de l'indice de Barthel pour l'évaluation des fonctions motrices des membres supérieurs.

Figure 2.5 – *Patient lors de la réalisation de l'élément "Descendre trois marches en alternant les pieds" (Ryan Brennecke/Bulletin photo)*

Afin de répondre à la question de sensibilité aux changements chez les individus hautement fonctionnels qui était pointée du doigt avec l'indice de Barthel, Keith et al. (1987) ont développé la Mesure de l'Indépendance Fonctionnelle (Functional Independence Measurement - FIM). La FIM est constituée de dix-huit éléments qui évaluent six domaines fonctionnels séparés en deux catégories : "Moteur" (soins personnels, contrôle du sphincter, transfert et mobilité) (Figure 2.6) et "Cognitif" (communication et fonctions cognitives). Granger et al. (1993) et Grimby et al. (1996) ont montré que, pour la majorité des patients, les éléments des domaines "soins personnels" et "contrôle du sphincter" sont les plus faciles à réaliser, tandis que la mobilité reste le plus difficile. De même, les éléments du domaine de la "communication" sont les plus faciles à accomplir et la résolution de problèmes du domaine des "fonctions cognitives" est le plus difficile. De nombreuses études ont étudiés la fiabilité de la FIM. À titre d'exemple, Ring et al. (1997) ont montré que la FIM était une méthode d'évaluation efficace et simple à mettre en œuvre pour évaluer les fonctions motrices des patients à l'admission et à la sortie de l'hôpital. Shelton et al. (2000) ont mené une étude sur 172 patients visant à comparer la fiabilité de la FIM et de la FMA dans les 90 jours après l'AVC. Cette étude montrent que

les résultats obtenus avec la FIM et la FMA sont similaires. Aussi, Hsueh et al. (2002) et Kwon et al. (2004) ont comparé la fiabilité de FIM et celle de l'indice de Barthel à l'admission à l'hôpital et à la sortie et ont montré des résultats similaires chez 118 patients. De même, d'excellentes similitudes ont été trouvées dans les résultats de FIM et de l'indice d'Activités (Segal and Schall, 1994). Enfin, Gialanella et al. (2013) ont étudié la validité prédicitive de la FIM sur des AVQ basiques comme "manger", "se laver", "marcher" ou encore "monter les escaliers". Les résultats de l'étude indiquent que les performances de ces AVQ sont des prédicteurs importants de la récupération.

Figure 2.6 – *Patiente aidée lors de la tâche de "Manger" du FIM*

Par ailleurs, certains patients reçoivent une thérapie par contrainte induite, inventée aux États-Unis afin d'améliorer la récupération motrice du membre supérieur en augmentant l'utilisation du membre parétique et en contraignant les mouvements du membre supérieur le moins affecté. Un test des fonctions motrices dédié à ces patients a été développé : le test des fonctions motrices de Wolf (Wolf Motor Function Test - WMFT) (Wolf et al., 1989). Cette méthode d'évaluation est basée sur le temps d'exécution de tâches fonctionnelles de la vie quotidienne pour évaluer les fonctions motrices des membres supérieurs à la fois au niveau articulaire et lors des mouvements globaux des membres supérieurs (Wolf et al., 2005; Woodbury et al., 2010; Morris et al., 2006) (Figure 2.7). Une étude menée sur quarante-cinq patients a montré que le WMFT permettait de classer correctement la majorité des patients dans les sept étapes de l'approche Brunnström (Ang and Man, 2006). Diverses études ont étudié la similarité des résultats obtenus avec le WMFT et d'autres méthodes d'évaluation. Ang and Man (2006) ont, par exemple, montré que les résultats obtenus avec le WMFT et ceux obtenus avec l'approche Brunnström et le FMA sont très similaires. De même, Wolf et al. (2001) et Whitall et al. (2006) ont montré des résultats similaires avec moins de 5% de différence avec le WMFT et le FMA. Enfin, une étude

comparative a montré que le WMFT et l'ARAT sont efficaces pour évaluer les fonctions motrices des patients avec des résultats proches (Nijland et al., 2010).

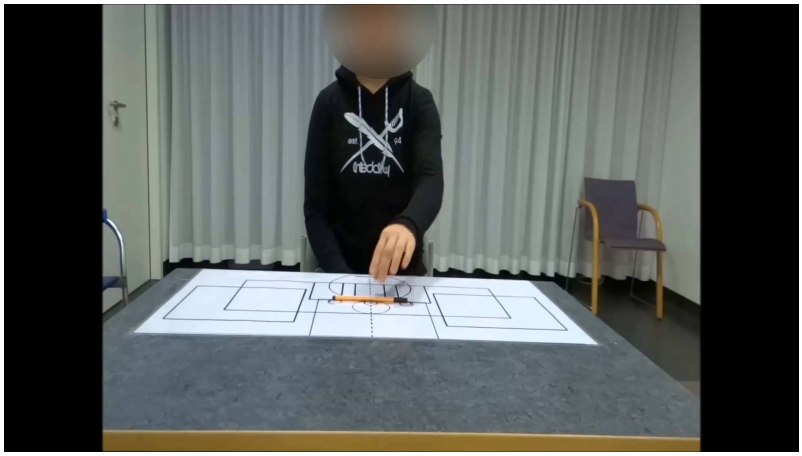


Figure 2.7 – *Patient pendant le WMFT réalisant l'élément "soulever un stylo de la table"*

Au cours du développement des techniques de thérapie par contrainte induite visant à améliorer la rééducation des mouvements des membres supérieurs chez les patients (Taub et al., 1993), la méthode d'évaluation AMAT (Arm Motor Ability Test) a été développée pour mesurer les aspects quantitatifs et qualitatifs de différentes activités de la vie quotidiennes (McCulloch et al., 1988). Ce test a été conçu pour compléter le WMFT, qui a l'avantage d'être quantitatif et de mesurer les variables de performance en termes de temps et de force, mais qui n'est pas lié aux améliorations des activités de la vie quotidienne. Initialement composé de dix-sept éléments, il a ensuite été réduit à treize (Kopp et al., 1997) puis à neuf éléments (O'Dell et al., 2013) pour faciliter son utilisation en pratique clinique. Chaque tâche est divisée en une à trois sous-tâches ou mouvements, et les éléments de chaque tâche peuvent impliquer différentes contributions des deux bras ou du bras parétique. Deux critères sont évalués : la capacité fonctionnelle (capacité à effectuer la tâche) et la qualité du mouvement (comment la tâche est effectuée). Les scores vont de 0 (incapacité à réaliser la tâche) à 5 (mouvement normal). Plusieurs études ont étudié la validité d'AMAT ainsi que sa reproductibilité et sa sensibilité aux changements. Par exemple, Kopp et al. (1997) ont montré que la validité d'AMAT pour l'évaluation des fonctions motrices du bras est moins bonne que celle de l'indice de motricité mais demeure satisfaisante. Cette étude montre également une similitude importante entre les sous-scores des éléments qui évaluent les fonctions motrices de la main pour les tests WMFT, FMA ou ARAT. D'autre part, McCulloch et al. (1988) et Kopp et al. (1997) ont montré que la reproductibilité inter-évaluateurs d'AMAT est élevée. Enfin, Chae et al. (2003) ont montré qu'AMAT permet de distinguer différents niveaux de déficit moteur chez les patients présentant une incapacité légère à modérée. Cependant, AMAT a tendance à sous-estimer le déficit moteur chez les

patients présentant une incapacité motrice sévère. Bien que AMAT ne nécessite pas de matériel spécialisé, le test est assez long à réaliser (30 à 60 minutes) et nécessite une formation des évaluateurs pouvant durer jusqu'à 32 heures (Kopp et al., 1997).

Enfin, l'échelle d'impact des AVC (Stroke Impact Scale - SIS) permet de mesurer l'impact de l'AVC sur la santé et la vie quotidienne des patients (Duncan et al., 1999). SIS est composé de 59 éléments dans huit domaines (force musculaire, fonction manuelle, activités de la vie quotidienne, mobilité, communication, émotions, mémoire et pensées, participation). Cinq éléments ont cependant été retirés pour créer la version actuelle (Duncan et al., 2003b). Par la suite, le SIS-16 a été développé pour remédier au manque de sensibilité au changement des fonctions motrices en sélectionnant seize éléments dont sept AVQ, huit éléments de mobilité et un élément des fonctions de la main (Duncan et al., 2003a). Chaque élément, quelle que soit la version, est évalué par le patient lui-même sur une échelle ordinale à cinq points (1 : incapacité à compléter l'élément, 5 : aucune difficulté vécue). Bien que l'évaluation avec l'échelle d'impact des AVC soit rapide (15 à 20 minutes) et le fait qu'elle puisse être effectuée par un proche, cette échelle présente des limites avec les patients légèrement atteints dans les domaines de la communication, la mémoire et les émotions considérés. En effet, ces domaines sont considérés comme faciles à réaliser et ne détectent les déficiences que chez les patients les plus atteints (Duncan et al., 1999). De nombreuses études ont étudié la fiabilité de la SIS. Duncan et al. (1999) ont par exemple montré que les résultats obtenus avec la SIS sont très similaires avec ceux obtenus avec FMA. De même, Duncan et al. (2002) ont montré d'importantes similitudes entre les résultats obtenus avec la SIS, la SIS-16, l'indice de motricité et l'indice de Barthel. D'autre part, les domaines de la force musculaire, des fonctions motrices de la main, de la mobilité, des émotions et de la participation sont des prédicteurs significatifs de l'évaluation de la récupération des patients (Duncan et al., 1999). Enfin, une étude menée par Ward et al. (2011) sur trente patients a montré que la SIS-16 avait une sensibilité au changement et une validité prédictive comparable à celles de la FIM et du STREAM.

2.2.3 Constat et limites

Notre analyse de la littérature montre que de nombreuses méthodes d'évaluation spécifiques à l'AVC sont utilisées dans la pratique clinique et dans le domaine de la recherche. Elles impliquent l'exécution par le patient de tâches élémentaires ou complexes telles que des activités de la vie quotidienne. Les méthodes d'évaluation utilisant des tâches élémentaires permettent d'évaluer le contrôle moteur du patient lors de la réalisation de mouvements individuels

simples tandis que celles qui utilisent des tâches complexes permettent d'évaluer les fonctions motrices et l'indépendance des patients lors d'activités du quotidien impliquant différents groupes musculaires. Comme la plupart des patients ont un rétablissement graduel et progressif (Sawner et al., 1992), les méthodes d'évaluation qui utilisent des tâches élémentaires, comme BRS, FMA ou ARAT par exemple, sont souvent utilisées dans les premiers stades de récupération lorsque le patient présente des troubles moteurs importants. Une fois rétabli partiellement, l'évaluation des fonctions motrices en utilisant des AVQ semble intéressant pour évaluer l'indépendance des patients dans la vie courante avec l'indice de Barthel ou ARAT par exemple. Diverses études ont montré que ces méthodes d'évaluation sont fiables et que les scores obtenus avec chacune d'elles sont souvent proches. Bien qu'il soit nécessaire de choisir la méthode d'évaluation en fonction du patient, de ses capacités et de ce que le professionnel de santé veut évaluer, ARAT semble la méthode d'évaluation la plus intéressante. En effet, ce test évalue à la fois des tâches élémentaires et complexes de la vie quotidienne. De plus, l'ARAT est facile à mettre en place et rapide à réaliser. Enfin, la reproductibilité de ce test est importante en raison de l'utilisation d'objets tangibles spécifiques (e.g. cubes, billes, verres, etc.).

Pandian and Arya (2014) ont présenté une revue de huit échelles de mesures présentées précédemment (BRS, FMA, ARAT, MAS, WMFT, MI, CMSA et STREAM) afin de mieux comprendre la capacité de ces mesures à quantifier la récupération motrice des membres supérieurs. Les résultats de cette étude montrent que peu d'échelles évaluent exclusivement la récupération motrice des membres supérieurs (Finch et al., 2002) alors que les déficiences motrices qu'ils subissent sont plus importantes et plus éprouvantes dans la vie courante que les déficiences des membres inférieurs (O'Sullivan et al., 2013). D'autre part, cette étude et la revue de littérature montrent que les méthodes d'évaluation ne sont pas exclusivement spécifiques aux fonctions motrices. La plupart des méthodes présentées ci-dessus évaluent également les fonctions sensorielles, les douleurs articulaires ou les fonctions cognitives. De plus, certaines commandes motrices volontaires ne sont pas analysées de manière appropriée, fournissant une vision incomplète des capacités motrices du patient. En effet, après un AVC, même une légère amélioration des fonctions motrices est une grande réussite clinique, qui ne se reflète pas dans la plupart des évaluations standardisées (Shumway-Cook and Woollacott, 2007).

On remarque enfin que l'ensemble de ces méthodes d'évaluation se basent sur des observations visuelles et subjectives des professionnels de santé. Peu voire aucune de ces méthodes ne quantifie objectivement les mouvements et les tâches effectuées à l'aide de données collectées par des outils de mesure. Seuls le dynamomètre ou le manomètre, parfois difficile à mettre en place, permettent de

mesurer la force de préhension ou la force musculaire des patients. Nous pouvons supposer que l'apport d'informations quantifiables sur les fonctions motrices des patients pourrait permettre une meilleure estimation de leurs capacités motrices et de se projeter sur une possible récupération. Ces outils de mesures pourraient également permettre de proposer aux patients un traitement plus personnalisé.

2.3 Plates-formes de rééducation et de suivi d'activité

Avec le développement récent des nouvelles technologies, de nombreuses plates-formes de rééducation et de suivi d'activité ont émergé pour améliorer la récupération des patients victimes d'AVC. Les plates-formes de rééducation ont pour objectif de proposer des exercices dans le but d'améliorer ses fonctions motrices. Par ailleurs, les plates-formes de suivi ont pour objectif de collecter des informations objectives et quantifiables sur les fonctions motrices lors de la réalisation de tâches spécifiques ou lors d'AVQ, contrairement aux échelles de mesures présentées dans la partie précédente. Cette partie présente tout d'abord les plates-formes de rééducation (Section 2.3.1) puis les plates-formes de suivi d'activité (Section 2.3.2).

2.3.1 Plates-formes de rééducation

Les plates-formes de rééducation visent à améliorer les fonctions motrices des patients à l'aide de différents exercices. Dans la majorité des cas, ces exercices sont présentés sous forme de jeux amusants, originaux et interactifs afin de maintenir l'engagement du patient pendant la phase de rééducation malgré un entraînement intensif et répétitif (Burke et al., 2009b). Ces exercices sont appelés "jeux sérieux" et sont conçus dans un but principal autre que le pur divertissement. Ces jeux combinent une intention sérieuse, de type pédagogique, informative ou d'entraînement, avec une approche ludique. Ces plates-formes ludiques de rééducation se présentent donc sous diverses formes technologiques : réalité virtuelle, réalité augmenté ou écrans interactifs.

1. Réalité Virtuelle

La réalité virtuelle (RV) permet aux patients d'être immergés dans un environnement virtuel en trois dimensions via un écran ou un casque de RV. Les patients peuvent interagir avec cet environnement virtuel via des capteurs afin d'effectuer divers exercices et de rééducation. Cet environnement virtuel permet également aux professionnels de santé de suivre l'activité des patients (Laver

et al., 2012). En effet, Merians et al. (2002) ont conduit une étude auprès de trois patients victimes d'AVC et ont montré que la RV pouvait être utile pour améliorer les fonctions motrices des membres supérieurs chez ces derniers. Par la suite, Henderson et al. (2007) ont mené une étude auprès de 96 patients afin d'évaluer l'impact de la RV sur la récupération des fonctions motrices des membres supérieurs. Ils ont comparé la récupération des patients sans rééducation, avec rééducation conventionnelle et avec RV en utilisant différentes méthodes d'évaluation (FMA, FIM, WMFT, BBT, etc.). Les résultats mettent en évidence l'efficacité de la RV pour améliorer la récupération des fonctions motrices des membres supérieurs. Aussi, Burke et al. (2009a) ont utilisé la réalité virtuelle par écran pour simuler un vibraphone sur ordinateur. Le patient peut alors interagir avec le vibraphone et jouer de la musique à l'aide de deux télécommandes Wii (Figure 2.8). Il peut jouer librement ou tenter de reproduire une musique pré-enregistrée. Ce jeu semble intéressant pour la rééducation du poignet et du bras avec différentes mélodies afin d'accentuer les mouvements du bras affecté. En effet, selon Saposnik et al. (2010), la RV combinée à la technologie Wii représente une solution envisageable et potentiellement efficace pour faciliter la rééducation et favoriser la récupération motrice après un AVC.

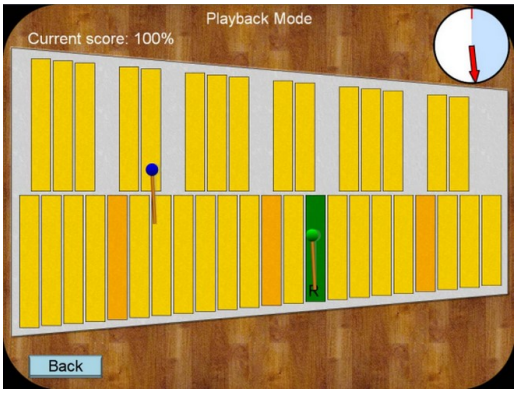
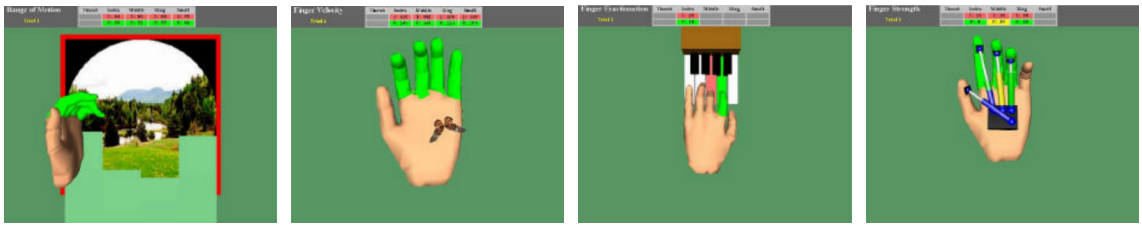


Figure 2.8 – *Le jeu du vibraphone en RV par écran (Burke et al., 2009a)*

D'autres ont privilégié l'utilisation d'un gant de données, c'est-à-dire un gant intégrant des capteurs pour remonter aux mouvements de la main, pour proposer des exercices de rééducation. Jack et al. (2001) et Boian et al. (2002) ont développé une application de rééducation de la main utilisant un gant de données et un gant à retour d'effort permettant d'interagir avec un monde virtuel. Quatre exercices de rééducation sont disponibles, chacun conçus pour exercer un paramètre spécifique du mouvement de la main : portée, vitesse, fractionnement ou force (Figure 2.9). Ils ont également mené une étude avec quatre patients victimes d'AVC. Après trois semaines de rééducation à raison de deux heures par jour, cinq jours par semaine, les patients montrent une amélioration significative de leur dextérité et de leur motricité. Par exemple, les trois patients ont amélioré leur capacité de mouvement du pouce de 16 à 69%.



(a) (b) (c) (d)

Figure 2.9 – *Le jeu de RV avec un gant de données : (a) exercice de portée, (b) exercice de vitesse, (c) exercice de fractionnement et (d) exercice de force © Rutgers University 2001, (Jack et al., 2001; Boian et al., 2002)*

Par ailleurs, Burke et al. (2009a) et Ma et al. (2007) ont utilisé un casque de RV avec des capteurs magnétiques afin de suivre les mouvements des membres supérieurs dans le monde réel. Une série de tâches a été conçue pour l'environnement virtuel imitant les activités fonctionnelles du monde réel, comme atteindre, saisir, déplacer et relâcher une variété d'objets du quotidien. Par exemple, l'un des jeux propose au patient de tenir à deux mains un panier physique dans le monde réel sur lequel sont attachés les capteurs magnétiques. Le patient doit alors attraper des oranges qui tombent au hasard dans une zone délimitée (Figure 2.10a). Une seconde approche a été proposée afin d'encourager les mouvements et d'améliorer la précision et la vitesse de déplacement des membres supérieurs ainsi qu'améliorer la discrimination visuelle et l'attention sélective. Le but de ce jeu est d'écraser une souris qui apparaît au hasard sur une table avec un marteau virtuel contrôlé par un capteur attaché à la main du patient (Figure 2.10b). Le patient doit cependant éviter d'écraser le chien qui lui aussi peut apparaître de manière aléatoire. Par la suite, Ma and Bechkoum (2008) ont repris le jeu de l'orange et de la souris et ont développé un jeu qui reproduit l'activité de pêche où le patient doit attraper des poissons avec ses mains (Figure 2.10c et Figure 2.10d).

(a) (b) (c) (d)

Figure 2.10 – *Jeux avec un casque de RV où le patient doit : (a) attraper des oranges, (b) écraser la souris et éviter le chien, (c) attraper un poisson avec ses mains et (d) un exemple de patient jouant au jeu du poisson (Burke et al., 2009a; Ma et al., 2007; Ma and Bechkoum, 2008)*

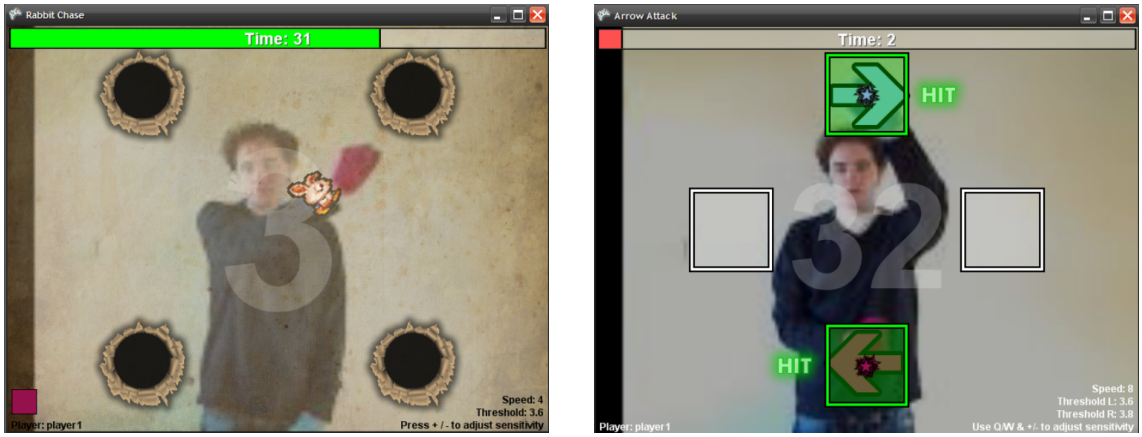
La RV peut également être combinée à des biofeedbacks, qui ont déjà montré leur efficacité pour la rééducation neuromusculaire (Schleenbaker and Mainous, 1993; Giggins et al., 2013), pour améliorer l'engagement du patient ainsi que ses fonctions motrices. Les biofeedbacks permettent à l'aide d'appareils électriques de visualiser en temps-réel les signaux physiologiques d'un patient comme par exemple l'activité cérébrale mesurée avec un électroencéphalogramme (EEG), l'activité des muscles mesurée avec un électromyogramme (EMG), l'activité cardiaque mesurée avec un électrocardiogramme (ECG). Les patients peuvent alors suivre leurs progrès moteurs et cognitifs même s'ils ne sont pas visibles à première vue. Cargnina et al. (2015) ont développé un jeu utilisant un biofeedback biomécanique et les neurones miroirs visant à travailler l'abduction de l'épaule i.e. le mouvement qui écarte l'épaule de l'axe médian du corps (Figure 2.11a). Le patient doit récolter des fruits simplement en bougeant ses mains jusqu'à ce qu'il touche un objet sur l'écran. Le biofeedback biomécanique utilisé ici implique la mesure des mouvements, de la posture et des forces de contrôle produit par le corps à l'aide d'une Kinect. Une étude préliminaire d'utilisabilité et d'expérience de jeu a également été menée et montre que le prototype de jeu est plutôt bon en termes d'immersion et de challenge pour les patients. D'autres recherches, comme celles conduites par Rincon et al. (2016), ont opté pour un casque de RV (Oculus Rift) combiné à l'utilisation de la motion capture et d'un EMG pour effectuer des exercices de rééducation (Figure 2.11b). Une étude menée auprès de 120 sujets sains a montré que 94% d'entre eux étaient capables de contrôler leurs signaux musculaires. Cependant, ces résultats sont à modérer puisque les patients victimes d'AVC sont parfois incapables de contrôler leurs mouvements. Hou and Sourina (2013) ont combiné la RV à un EEG et un appareil à retour d'effort pour développer un jeu qui consiste à faire entrer des objets de masses différentes dans un cylindre (Figure 2.11c). L'EEG permet de détecter les émotions des patients et d'adapter le niveau de difficulté du jeu en fonction des émotions perçues.

(a) **(b)** **(c)**

Figure 2.11 – *Jeux de RV combinés à des biofeedbacks : (a) une Kinect (Cargnina et al., 2015), (b) un EMG (Rincon et al., 2016) et (c) un EEG (Hou and Sourina, 2013)*

2. *Réalité Augmentée*

La réalité augmentée, aussi appelée RA, consiste à superposer des éléments (sons, images 2D, images 3D, vidéos, etc.) à la réalité en temps-réel. Burke et al. (2009a) ont proposé deux jeux en réalité augmentée qui utilisent une webcam pour capturer la réalité. À cette réalité vient se superposer une interface de jeu qui évolue en fonction des actions des patients. Le premier jeu consiste à assommer un lapin qui sort de son trou (Figure 2.12a). Cet exercice permet d'exercer la coordination motrice et l'amplitude des mouvements. Pour le second jeu, le patient doit suivre deux flèches, l'une pointant vers la gauche et l'autre pointant vers la droite, et toucher la flèche gauche avec la main gauche et la flèche droite avec la main droite (Figure 2.12b). Ce jeu permet de travailler la différenciation entre la gauche et la droite ainsi que la coordination motrice des membres supérieurs et l'amplitude des mouvements.



(a) **(b)**

Figure 2.12 – *Jeux de RA utilisant une webcam où le patient doit : (a) assommer le lapin et (b) positionner ses mains sur les flèches correspondantes (Burke et al., 2009a)*

Vogiatzaki and Krukowski (2014) ont également développé des jeux en réalité augmentée qui utilisent une Kinect ainsi que des vidéos-projecteurs et des objets physiques réels afin de ne pas déconnecter le patient de la réalité. Le premier jeu consiste à venir placer un cube physique sur une cible projetée sur la table (Figure 2.13a). Cet exercice permet de travailler la dextérité et la coordination de la main et du bras. La précision du positionnement et le temps pour placer le cube sur la cible sont mesurés à l'aide de la Kinect. Le second exercice consiste à lancer avec une balle en papier réelle sur une cible virtuelle projetée sur un mur (Figure 2.13b). La Kinect permet de détecter si la balle en papier a atteint la cible projetée sur le mur et avec quelle précision. Cet exercice mobilise les fonctions motrices du bras et de la main comme par exemple la force musculaire, l'extension du coude ou encore l'ouverture de la main.

(a) (b)

Figure 2.13 – *Jeux de RA consistant à : (a) déplacer un cube réel sur une cible projetée et (b) tirer sur une cible virtuelle avec une balle en papier réelle (Vogiatzaki and Krukowski, 2014)*

Par ailleurs, Bagalkot et al. (2010) ont développé une plate-forme d'auto-surveillance en RA, appelée MagicMirror, qui utilise une Kinect pour suivre les mouvements du patient. L'auto-surveillance est un concept introduit par Mark Snyder qui consiste à observer et réguler son propre comportement (Snyder, 1974, 1979). Kwon and Choi (2015) ont découvert que l'auto-surveillance était efficace pour améliorer les fonctions motrices des patients et leur qualité de vie, en particulier pendant les premiers mois de la rééducation. Dans le cas de MagicMirror, les exercices de rééducation sont effectués avec les thérapeutes et enregistrés avec une caméra. A domicile, le patient utilise cet enregistrement vidéo comme exercice de référence pour se surveiller tout en réalisant l'exercice (Figure 2.14). Simultanément, MagicMirror suit les mouvements du corps, les enregistre et les superpose sur la vidéo d'instruction, donnant ainsi au patient une vidéo de référence pour l'exercice. Cette vidéo est ensuite envoyée au centre de rééducation où le patient et le professionnel de santé discutent des progrès en détail, permettant ainsi un processus de réadaptation plus collaboratif. Bien que cette approche soit motivante et ludique, elle monopolise un professionnel de santé pendant toute la séance de rééducation.

(a) (b) (c)

Figure 2.14 – *MagicMirror : (a) enregistrement de l'exercice au centre, (b) entraînement à domicile et (c) compte-rendu avec un professionnel de santé (Bagalkot et al., 2010)*

3. *Écrans interactifs*

Les écrans interactifs se différencient des écrans tactiles par leur capacité à réagir en fonction d'objets environnants. Les patients peuvent alors interagir avec ces écrans à l'aide d'objets de la vie courante. Jacobs et al. (2013) ont par exemple développé un exercice qui implique la manipulation physique d'objets de la vie quotidienne. Ces objets peuvent être choisis en fonction des besoins et des capacités motrices du patient. Le but de l'exercice est de déplacer un objet quelconque posé sur un écran en évitant des obstacles en forme de barres qui se déplacent de gauche à droite et inversement sur l'écran (Figure 2.15). Les obstacles peuvent être évités en déplaçant l'objet sur l'écran ou en le soulevant pour passer au-dessus d'un obstacle. Cet exercice permet de travailler la coordination motrice de la main et du bras. Ce prototype présente un intérêt important et une motivation accrue de la part des patients. De plus, les patients montrent des progrès significatifs après quatre tentatives.

(a) **(b)**

Figure 2.15 – *Patient évitant les obstacles avec : (a) une balle de tennis et (b) un verre (Jacobs et al., 2013)*

Cependant, beaucoup d'exercices de rééducation avec des écrans interactifs n'impliquent pas de tâches de la vie quotidienne comme le préconise Timmermans et al. (2009b), mais des objets physiques servant à réaliser des tâches déconnectées de la réalité comme évoqué précédemment. Delbressine et al. (2012) ont alors développé une nouvelle approche de rééducation ludique du bras et de la main lors de la réalisation de l'AVQ relatif à l'action de manger (Figure 2.16). Leur système associe une table interactive et des dispositifs portables : une veste et une montre connectées. La table interactive et la montre connectée permettent de suivre les mouvements du bras et de la main tandis que la veste permet de détecter l'inclinaison du buste et de fournir un retour sensoriel tactile qui guide les patients dans l'exécution correcte des exercices afin d'éviter l'utilisation de stratégies compensatoires.

Figure 2.16 – *Jeu utilisant une table interactive, une montre connectée et une veste connectée pour s'exercer à manger (Delbressine et al., 2012)*

2.3.2 Plates-formes de suivi

Contrairement aux plates-formes de rééducation, les plates-formes de suivi ont pour but de suivre l'activité motrice des patients sans objectif direct d'amélioration. Ces plates-formes s'appuient essentiellement sur les dispositifs portables. Ces dispositifs portables, souvent appelés *wearables*, sont des dispositifs intégrant des capteurs et portés sur le corps humain qui permettent de remonter à des informations de mouvement et de position des membres supérieurs ou inférieurs. L'activité motrice des patients peut être surveillée à l'aide de wearables intégrants des capteurs électroniques comme des centrales inertielles ou des capteurs textiles.

1. Wearables avec des capteurs électroniques

L'utilisation de dispositifs portables intégrants des capteurs électroniques permet de concevoir de petites plates-formes à faible coût afin d'améliorer le suivi des activités des patients (Iosa et al., 2012). De nombreux dispositifs intégrant des accéléromètres ont été développés pour surveiller l'activité des membres supérieurs et notamment celle des patients victimes d'AVC au cours de la rééducation. Patel et al. (2010) ont placé des accéléromètres bi-axiaux sur le bras, l'avant-bras et la main ainsi que des accéléromètres uni-axiaux sur le pouce, l'index et la poitrine (Figure 2.17). Ils ont alors évalué la qualité d'exécution de différentes tâches : atteindre un objet proche et éloigné, déplacer son avant-bras des genoux à la table, déplacer un poids d'un côté à l'autre de la table, boire, soulever un stylo, retourner une carte et tourner une clef. Le score obtenu a été comparé au score pouvant être obtenu avec l'échelle de capacité fonctionnelle (Functional Ability Scale - FAS) lors de l'évaluation par un professionnel de santé. La FAS est une échelle ordinale à six points (0-5) qui évalue la qualité de mouvement de quinze tâches motrices du WMFT (Wolf et al., 2006, 1989; Morris et al., 2001). Les résultats montrent que les données d'accélération recueillies

pendant l'exécution de différentes tâches motrices peuvent être utilisées pour caractériser les mouvements des patients ainsi que la qualité du mouvement. Ils montrent également que ces données peuvent être utilisées pour estimer avec précision les scores cliniques d'échelles évaluant la qualité du mouvement tels que le score obtenu avec la FAS.

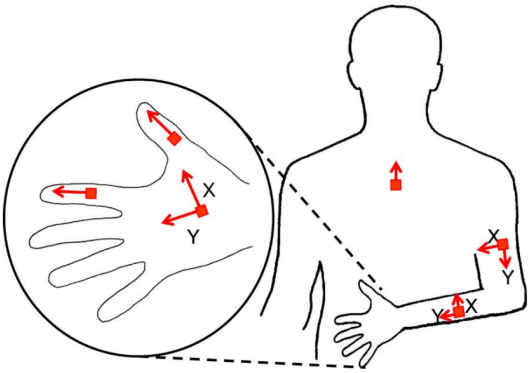
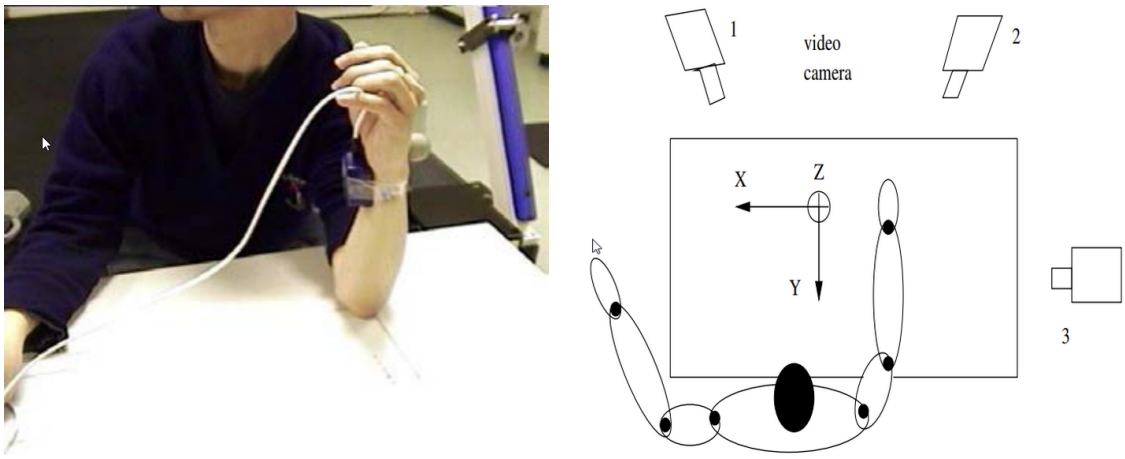


Figure 2.17 – *Placement et orientation des accéléromètres pour quantifier les mouvements des membres supérieurs (Patel et al., 2010)*

Certaines recherches ont également étudié la surveillance des mouvements des membres supérieurs dans l'espace en utilisant un modèle cinématique et de la fusion multi-capteurs. À l'aide d'une centrale inertielle (Figure 2.18a), Zhou et al. (2005) ont développé un modèle cinématique du bras et de l'avant-bras. Ils ont ensuite comparé les résultats obtenus avec un système de capture de mouvements nommé Qualysis (Figure 2.18b). Les résultats montrent que ce modèle cinématique offre des performances suffisantes à l'estimation des mouvements des membres supérieurs pour la rééducation post-AVC grâce à un algorithme de filtrage des moindres carrés pondérés.



(a) **(b)**

Figure 2.18 – *Dispositif expérimental : (a) la centrale inertielle et (b) un verre (Zhou et al., 2005)*

Par la suite, El-Gohary and McNames (2012) ont combiné des modèles cinématiques conçus pour le contrôle de bras robotiques avec des filtres de Kalman pour estimer l'angle de flexion du coude à l'aide de deux centrales inertielles, chacune composée d'un accéléromètre et d'un gyroscope. Cette combinaison permet de corriger la dérive des centrales inertielles liées à l'intégration des données. Les deux centrales inertielles ont été placées sur le bras et l'avant-bras de huit participants. Les mesures obtenues ont été comparées à celles obtenues avec un système de capture de mouvement (Figure 2.19). Les résultats montrent que la différence entre ces deux mesures est inférieure à $8°$. De même, Luinge et al. (2007) ont utilisé deux centrales inertielles positionnées sur le bras et l'avant-bras afin de mesurer l'angle de flexion du coude. Avec une méthode similaire à celle de El-Gohary and McNames (2012), ils ont obtenus une erreur de mesure de $8°$ également.

Figure 2.19 – *Comparaison de la mesure de l'angle de flexion du coude avec des centrales inertielles avec un système de capture de mouvement (El-Gohary and McNames, 2012)*

Un certain nombre d'études se sont concentrées sur le développement de modèles personnalisés prenant en compte l'anatomie de chaque participant permettant de s'affranchir de l'étape d'intégration des données évoquée précédemment. Dejnabadi et al. (2005) ont par exemple développé un modèle basé sur l'estimation de l'accélération du centre de rotation de l'articulation en plaçant une combinaison d'accéléromètres et de gyroscopes placés sur les segments adjacents au centre de rotation. Ce modèle permet de calculer l'orientation d'un capteur virtuel positionné sur le centre de rotation de l'articulation correspondante (Figure 2.20). Cette méthode a été validée en comparant les angles de flexion des genoux de huit participants obtenus à partir des données capteurs et mesurée par un système de capture de mouvement. Les résultats montrent que l'erreur de mesure est seulement de $1.3°$.

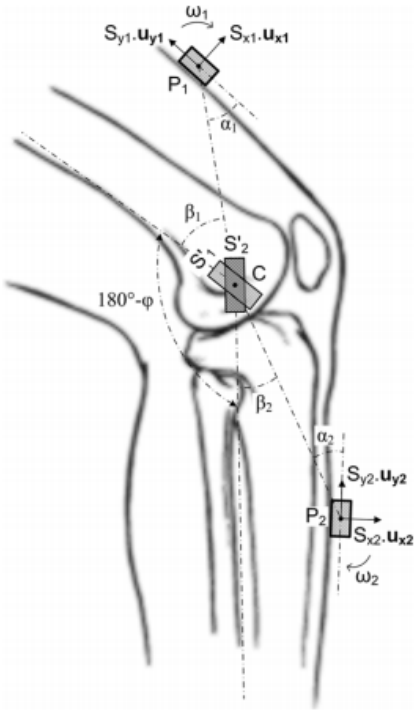


Figure 2.20 – *Position des capteurs sur la cuisse et la jambe ainsi que du capteur virtuel correspondant sur le centre de rotation de l'articulation du genou (Dejnabadi et al., 2005)*

Par ailleurs, Kemp et al. (1998) ont développé un nouveau capteur de mouvement pour surveiller la position du bras en combinant un accéléromètre et un magnétomètre. Ils ont alors conduit une étude préliminaire de validation des mesures à l'aide d'un bras mécanique proposant trente-sept positions différentes (Figure 2.21). Les résultats montrent que le capteur conçu et étudié ici ainsi que le traitement mathématique appliqué permet d'estimer la position du bras avec une erreur de 4.2% pour l'azimuth et 0.75% pour l'inclinaison.

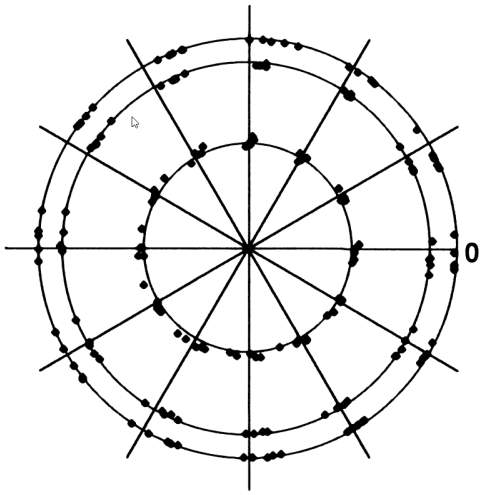
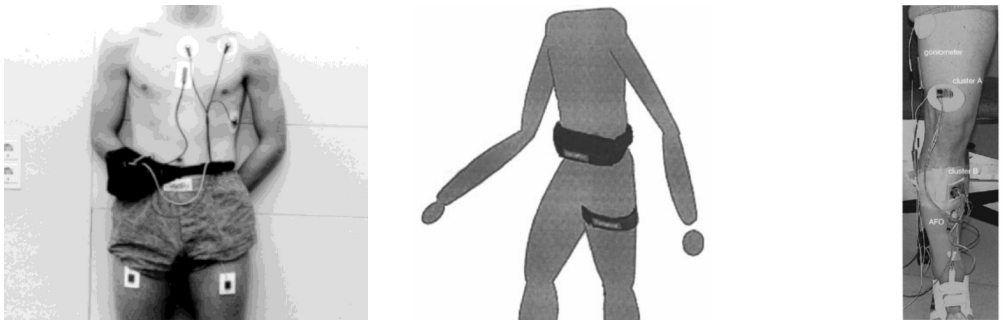


Figure 2.21 – *Positions mesurées par le capteur d'orientation attaché à un bras mécanique à trente-sept positions. Vue de dessus (Kemp et al., 1998)*

Ces dispositifs portables ont également été utilisés pour surveiller l'activité motrice des membres inférieurs. Bussmann et al. (1998) ont placé un accéléromètre sur le haut de chaque cuisse et deux accéléromètres sur le tronc (Figure 2.22a) tandis que Busser et al. (1998) ont étudié le suivi des activités motrices au travail avec un accéléromètre sur le tronc et la jambe afin de détecter et de réduire les douleurs lombaires (Figure 2.22b). Les données des capteurs ont ensuite été comparées aux enregistrements vidéo et les résultats montrent que 88 à 96% des activités sont identifiables à partir des données capteurs dans le premier cas et 89 à 96.5% dans le second. D'autre part, Williamson and Andrews (2001) ont utilisé deux modules comprenant des capteurs de type accéléromètre et gyroscope positionnés sur la cuisse et la jambe afin de détecter l'angle de flexion du genou et la vitesse angulaire (Figure 2.22c). L'angle calculé à partir des données capteurs a été comparé avec l'angle mesuré par un goniomètre avec un modèle, deux participants sains et un participant paraplégique. Les résultats montrent une erreur de mesure de 2.3° pour l'angle de flexion du genou sans différence importante entre les participants et de 6.3°s^{-1} pour la vitesse angulaire avec une différence plus importante pour le participant paraplégique.



(a) **(b)** **(c)**

Figure 2.22 – *Placement des capteurs sur : (a) les cuisses et le tronc (Bussmann et al., 1998), (b) la cuisse et le tronc pour détecter les douleurs lombaires (Busser et al., 1998) et (c) la cuisse et la jambe pour détecter la flexion du genou Williamson and Andrews (2001)*

Enfin, des dispositifs portables ont été utilisés pour détecter des tremblements. Rigas et al. (2012) ont proposé une solution à base d'accéléromètres positionnés à différents endroits du corps pour détecter les tremblements de la maladie de Parkinson (Figure 2.23). Une étude sur vingt-trois sujets a été réalisée afin d'évaluer l'efficacité de la détection des tremblements. Les résultats de cette étude montrent qu'il est possible de différencier les tremblements au repos et posturaux avec une précision de 87% ainsi que de quantifier la sévérité des tremblements. Thielgen et al. (2004) ont également montré que des accéléromètres peuvent être utilisés pour quantifier la sévérité des tremblements grâce à une surveillance de 24 heures à domicile. De même, Salazar et al. (2014) ont montré que les variations de l'accélération lors de

l'approche d'un objet pendant une tâche de manipulation permettent de détecter des tremblements.

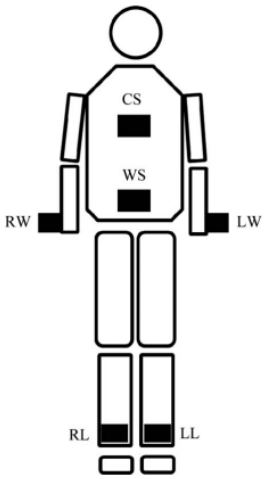


Figure 2.23 – *Positionnement des accéléromètres pour la détection des tremblements Rigas et al. (2012)*

2. *Wearables avec des capteurs textiles*

De nouvelles fibres textiles enrichies en particules métalliques et conduisant l'électricité ont permis de concevoir des capteurs textiles, appelé *Smart Textiles*. Ces capteurs se basent communément sur le principe de piézo-résistivité et présentent une alternative intéressante aux capteurs électroniques. En effet, ils sont flexibles, peu coûteux et permettent de détecter des étirements ou des pressions en mesurant la variation de la résistance électrique. Trois approches ont été adoptées pour concevoir des capteurs textiles piezo-résistifs : (i) le tricotage de fils conducteurs, (ii) les matériaux diélectriques recouverts de polymère piézo-résistif et (iii) la superposition de couches ayant des propriétés électriques différentes. Ces trois approches sont détaillées dans l'annexe B.

La plupart des recherches ont conduit au développement de capteurs d'étirement permettant de surveiller les mouvements du corps en mesurant des angles de flexion. En effet, les capteurs d'étirements textiles sont plus adaptés à la physionomie du corps humain et peuvent s'intégrer directement dans des vêtements. Taccini et al. (2004) ont développé un vêtement intégrant des capteurs textiles tricotés avec de la laine ayant des propriétés piezo-résistives afin de capter les mouvements des patients (Figure 2.24a). Ces capteurs ont été placés sur le coude, l'épaule et les fessiers afin de mesurer des angles de flexion. Avec un objectif similaire, Tognetti et al. (2005) ont utilisé de l'élastomère chargé de carbone pour concevoir des capteurs de flexion (Figure 2.24b). Les performances de ce vêtement ont été comparées à celles d'un système de capture

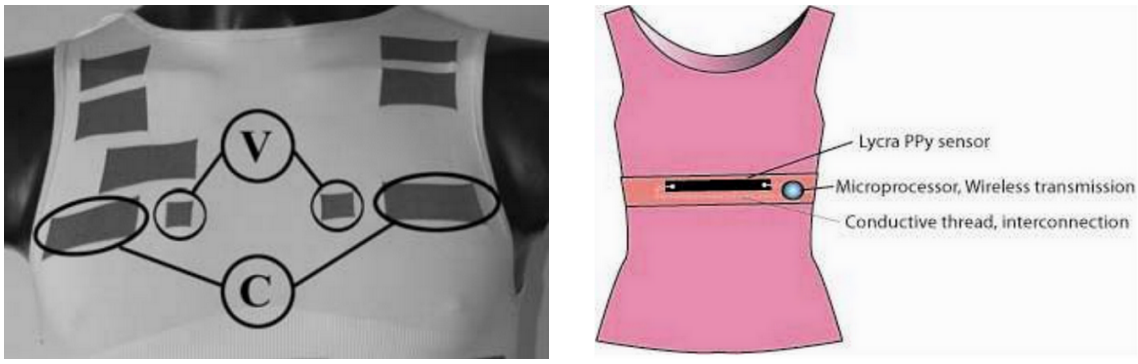
de mouvements commercial (des électrogoniomètres). Les résultats montrent que le système de capture de mouvements est plus performant malgré des performances du vêtement élevées. De même, Neely and Restle (1997) ont développé un capteur de flexion capacitif superposant trois couches : un premier élément ayant une partie faite de matériau conducteur en forme de peigne, un second élément identique au premier et enfin un matériau diélectrique entre les deux matériaux conducteurs (Figure 2.24c).

(a) **(b)** **(c)**

Figure 2.24 – *Capteurs de flexion : (a) tricotés (Taccini et al., 2004), (b) conçu avec un procédé de revêtement à base d'élastomère chargé en carbone (Tognetti et al., 2005) et (c) capacitif en superposant plusieurs couches (Neely and Restle, 1997)*

D'autres recherches ont utilisé des capteurs d'étirement pour concevoir des capteurs de fréquence respiratoire (Paradiso, 2003; Paradiso and De Rossi, 2006). Par exemple, des capteurs d'étirement ont été tricotés au niveau de la cage thoracique afin de mesurer son extension (Figure 2.25a). Pendant la respiration, le volume de la cage thoracique augmente puis diminue périodiquement. La mesure de l'évolution de la résistance de la bande tricotée permet de surveiller la fréquence respiratoire. De même, en utilisant un procédé de recouvrement à base de Polypyrrole, Coyle et al. (2009) ont réussi à surveiller la fréquence respiratoire de patients en plaçant certains de ces capteurs le long de la demi-circonférence de la cage thoracique et de l'abdomen (Figure 2.25b). Aussi, Chiu et al. (2013) ont développé un capteur de fréquence respiratoire en superposant plusieurs couches de matériaux piézo-résistifs et diélectriques.

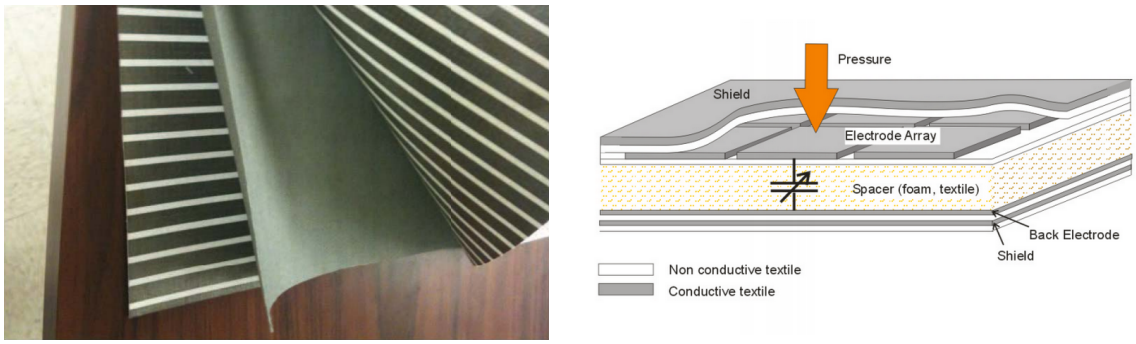
Enfin, les matériaux piézo-résistifs ont été utilisés pour concevoir des capteurs de pression. Xu et al. (2013) ont développé un capteur de pression qui permet de détecter lorsqu'un personne est assise. La structure de ce capteur consiste en la superposition de rangés de fils de laine conductrices horizontales et verticales séparées par un matériau piézo-résistif (Figure 2.26a). Par ailleurs, Meyer et al. (2006) ont développé un capteur de pression capacitif en superposant des matériaux piézo-résistifs et diélectriques (Figure 2.26b). Ce capteur permet de mesurer la pression qui peut être exercée sur le corps humain lors des mouvements. En le positionnant sur le coude par exemple, ce capteur a permis de



(a) (b)

Figure 2.25 – *Capteurs de fréquence respiratoire : (a) tricotés (Paradiso and De Rossi, 2006) et (b) conçu avec un procédé de revêtement (Coyle et al., 2009)*

mesurer une flexion du bras comprise entre 0 et 135 degrés. Meyer et al. (2010) ont également utilisé ce capteur pour détecter lorsqu'un personne était assise. Les résultats sont similaires à ceux obtenus par Xu et al. (2013) en superposant .



(a) (b)

Figure 2.26 – *Capteurs de pression : (a) conçu en superposant des rangés de fils et un matériau piézo-résistif (Xu et al., 2013) et (b) conçu en superposant des matériaux diélectriques et conducteurs (Meyer et al., 2006)*

2.3.3 Constat et limites

De nombreuses plates-formes proposent des exercices de rééducation ou permettent de surveiller l'activité motrice du corps humain. Les plates-formes de rééducation utilisent la réalité virtuelle, la réalité augmentée ou les écrans interactifs afin d'améliorer les fonctions motrices des patients. Bien que la réalité virtuelle offre des environnements virtuels de rééducation, les patients sont souvent déconnectés de la réalité en étant immergé dans un monde virtuel. D'autre part, de telles solutions nécessitent un équipement coûteux et difficile à utiliser pour des patients souvent atteints d'hémiparésie. En effet, tenir correctement des manettes de jeu peut représenter un challenge important pour

certains patients. Par ailleurs, l'être humain comprend la disposition d'un environnement naturel grâce à neuf sources d'information au moins : l'occlusion, la hauteur dans le champ visuel, la taille relative, la densité relative, la perspective aérienne, les disparités binoculaires, l'accommodation, la convergence et la perspective du mouvement (Cutting, 1997). Dans des conditions d'observation normales, l'accommodation et la convergence varient de façon synchrone et dépendent de la distance de l'objet. Cette activité physiologique réflexe et synergique des deux yeux consiste à faire converger les deux lignes de fixation sur le point de fixation observé et à provoquer l'accommodation de chaque œil sur ce point, autrement dit, la mise au point (Paul et al., 1997). En revanche, au sein d'un système de réalité virtuelle, les yeux doivent maintenir l'accommodation sur des écrans fixes, alors que le cerveau perçoit l'objet observé plus loin que les écrans (Wann et al., 1995) (Figure 2.27). Ceci engendre souvent une fatigue oculaire ou des maux de têtes lorsque l'utilisateur reste trop longtemps immergé dans un monde virtuel (Hoffman et al., 2008), ce qui peut être accentué chez les patients atteints de troubles visuels après un AVC.

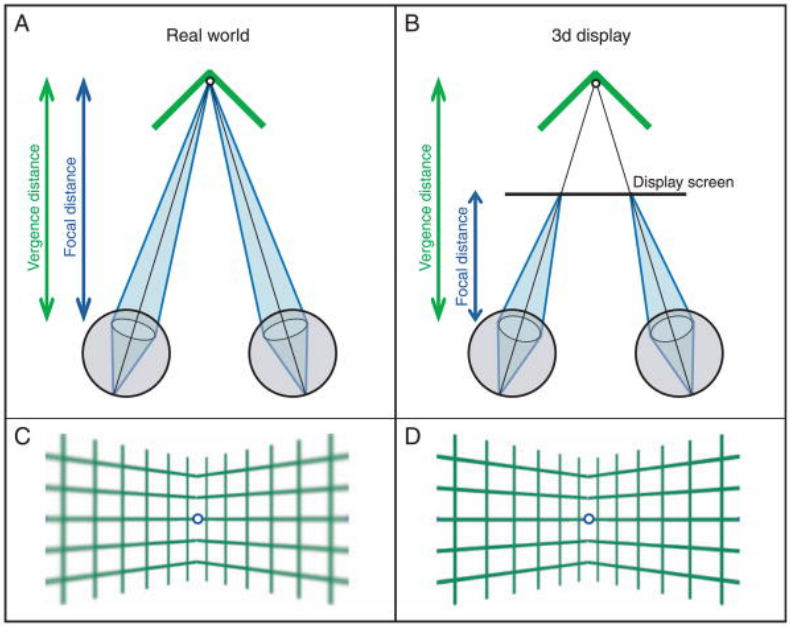


Figure 2.27 – *Problème d'accommodation-convergence en RV (Hoffman et al., 2008)*

La réalité augmentée et les écrans interactifs ont également été utilisés pour le développement de plates-formes de rééducation. Cependant, des problèmes d'occlusion peuvent apparaître lorsque la projection virtuelle ou l'écran est caché par un objet réel. De plus, peu de données sont collectées pendant les exercices. En effet, les objets utilisés n'intègrent aucun capteur et les seules informations collectées proviennent des caméras ou des écrans capacitifs (Jacobs et al., 2013; Delbressine et al., 2012). Enfin, ces trois approchent (RV, RA et écran interactifs)

ont une zone de travail limitée.

Les plates-formes de suivi à l'aide dispositifs portables utilisant des capteurs électroniques ou textiles répondent au problème de coût des plates-formes de RV et offrent un espace de travail quasi-infini. En effet, le port de capteurs sur différentes parties du corps permet de s'affranchir des systèmes de captures de mouvements. Les dispositifs portables qui utilisent des centrales inertielles et majoritairement des accéléromètres permettent de surveiller les mouvements du corps humain avec des résultats satisfaisants. Bien que le port des capteurs demeure obligatoire, ces dispositifs portables sont considérés comme utiles et acceptables par les personnes âgés atteintes de maladies chroniques (Mercer et al., 2016). Cependant, Mercer et al. (2016) ont montré qu'une phase d'apprentissage est nécessaire pour mettre en place ces appareils chez les nouveaux utilisateurs. Avec les avancées récentes dans le domaine des textiles intelligents, diverses approches ont vu le jour pour surveiller l'activité humaine à l'aide de capteurs textiles directement intégrés dans les vêtements. Bien que ces approches textiles soient prometteuses, les données collectées sont bruitées. De plus, on constate un phénomène d'hystérésis lorsque les capteurs ne sont plus soumis à une contrainte mécanique (Figure 2.28).

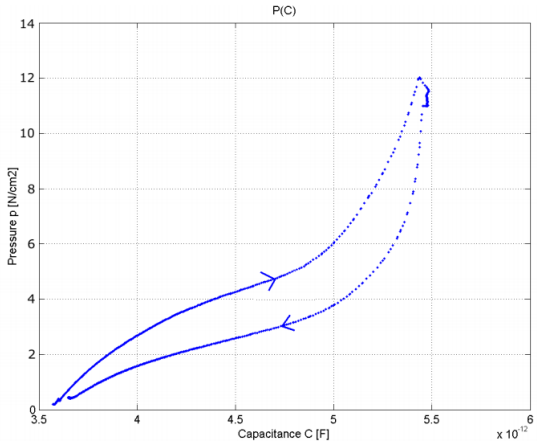


Figure 2.28 – *Exemple de phénomène d'hystérésis avec un capteur de pression (Meyer et al., 2006)*

Enfin, la corpulence du sujet entraînera un étirement naturel des fibres textiles différent pour chacun et une calibration personnalisée du système est alors indispensable. Le développement de nouvelles techniques de traitement des données est donc nécessaire afin de minimiser les effets de bruit et d'hystérésis.

2.4 Retours sensoriels

Un retour sensoriel fait référence à une information supplémentaire fournie par un canal sensoriel, qu'il soit visuel, tactile, ou auditif, et qui permet au patient

une meilleure perception de l'information liée à son action lors de la manipulation d'un objet. Il est important de choisir correctement ces retours sensoriels en fonction de l'information à transmettre mais également de l'état de santé du patient. La vue, l'ouïe et le toucher sont souvent utilisés pour concevoir des plate-formes interactives (Cholewiak et al., 2013; Rath and Rohs, 2006; Wolf and Bennett, 2013). Ces modalités sensorielles ont des caractéristiques différentes et permettent la transmission d'informations spécifiques.

Le canal visuel, tout d'abord, permet d'améliorer la perception du champ de gravité et par conséquent la perception de l'orientation des objets (Bjasch et al., 2012). Certaines recherches ont aussi montré que le canal visuel permettait de transmettre efficacement les informations d'orientation telles que l'angle d'inclinaison et la direction d'inclinaison (Cholewiak et al., 2013). Cependant, les patients victimes d'AVC présentent parfois des déficiences visuelles telles qu'une réduction de l'acuité visuelle ou une réduction du champ de vision (Rowe et al., 2008). Solliciter le canal visuel à l'aide de couleurs semble approprié pour contrebalancer ce type de déficience visuelle (Murch, 1984). En effet, les couleurs permettent une représentation discrète et ordonnée des informations, mais leur interprétation est très dépendante de plusieurs facteurs tels que la culture et nécessite de s'adapter au profil du patient (De Bortoli and Maroto, 2001).

En ce qui concerne le canal auditif, des travaux antérieurs ont mis en évidence la pertinence de ce canal pour véhiculer des informations spatiales telles que l'angle d'inclinaison ou la fréquence (Rath and Rohs, 2006). Cependant, ce retour sensoriel peut induire des distorsions de l'information perçues en raison de la difficulté à produire des métaphores concluantes.

Enfin, le canal tactile est très efficace pour communiquer des informations locales, matérielles et de texture (Wolf and Bennett, 2013). Il peut également être utilisé pour représenter efficacement les informations de force (i.e. pour afficher les forces de contact), le poids ou l'inertie (MacLean, 2000). De plus, le toucher présente un temps de réaction faible, suivi par le canal auditif puis le canal visuel (Peon and Prattichizzo, 2013). De précédents travaux ont étudié l'usage du canal tactile pour générer un guidage actif et passif tel que la téléopération ou l'entraînement virtuel (Yatani et al., 2012). Il faut cependant noter que certaines stimulations tactiles continues peuvent saturer rapidement les mécano-récepteurs conduisant à une réduction de la performance de perception (Tsalamlal et al., 2014).

2.5 Conclusion

Ce chapitre présente un aperçu des différentes méthodes d'évaluation des fonctions motrices. Ces méthodes d'évaluation se basent sur des tâches

élémentaires comme BRS, FMA, ARAT ou MI ou sur des tâches complexes comme des activités de la vie quotidienne tels que BI, FIM, ARAT ou WMFT. Cependant, ces méthodes d'évaluation ne tiennent compte que d'informations subjectives évaluées visuellement par les professionnels de santé lors de l'exécution d'exercices de rééducation. Peu voire aucune information quantifiable et objective n'est collectée sur les activités motrices des patients. Avec l'avènement des nouvelles technologies, de nombreuses recherches ont développé des plates-formes de rééducation et de suivi d'activité pour les patients victimes d'AVC. Les plates-formes de rééducation sont principalement basées sur des jeux. Elles visent à améliorer les capacités motrices des patients de façon ludique à l'aide de la réalité virtuelle, augmentée ou encore d'écrans interactifs. Cependant, ces plates-formes présentent des contraintes de coût (casques de réalité virtuelle), de portabilité (zone de travail) et d'utilisabilité (fatigue oculaire et maux de tête avec la RV). Les plates-formes de suivi présentées dans la revue de littérature permettent de répondre aux contraintes de coût et de portabilité. Les dispositifs portables à base de capteurs électroniques ou textiles permettent de collecter des informations objectives sur l'activité motrice des patients. Cependant, la contrainte d'utilisabilité demeure en raison du port de capteurs obligatoire, qui peut être contraignant pour les patients victimes d'AVC, souvent atteints d'hémiparésie.

Il est donc primordial de développer une nouvelle approche de suivi des fonctions motrices des patients victimes d'AVC qui soit complémentaire aux méthodes d'évaluation. Cette nouvelle approche doit faciliter le suivi pour les professionnels de santé en collectant des informations quantifiables et objectives sur les fonctions motrices des patients à moindre coût et évitant au maximum le port de capteurs.

Chapitre 3

Conception d'objets de suivi

Sommaire

3.1 Introduction **68**
3.2 Étude observationnelle **68**
3.2.1 Objectif de l'étude 68
3.2.2 Participants 69
3.2.3 Déroulement 69
3.2.4 Résultats 69
3.2.5 Discussion 72
3.2.6 Conclusion 73
3.3 Cadre méthodologique : ARAT **73**
3.4 Conception d'objets de suivi **75**
3.4.1 Suivi des fonctions motrices de la main 76
3.4.2 Suivi des fonctions motrice du bras 78
3.4.3 Suivi d'indépendance lors de tâches complexes 79
3.4.4 Retours sensoriels 81
3.4.5 Synthèse 82
3.5 Conclusion **83**

Les travaux présentés dans ce chapitre ont donné lieu à deux publications :

- **Bobin, M.**, Anastassova, M., Boukallel, M., Bimbard, F., & Ammi, M. (2018, Octobre). Smart Objects Ecosystem for Post-Stroke Upper Limbs' Motor Functions Monitoring. Communication présentée à *Digital Tools & Uses, 2018 ACM Congress : Internet of Things Challenges*. ACM.
- **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., & Ammi, M. (2016, Octobre). Study of a Smart Cup for Home Monitoring of the Arm and Hand of Stroke Patients. Communication affichée à *Proceedings of the 18th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (pp. 305-306)*. ACM.

3.1 Introduction

Au vu de notre analyse de la littérature, le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs des patients victimes d'AVC demeure basé sur des observations visuelles. À notre connaissance, aucun suivi récurrent lors des séances de rééducation à l'aide d'informations objectives et quantifiables n'est effectué. Seuls les bilans moteurs, réalisés à intervalles espacés, collectent des informations précises à l'aide d'outils comme les manomètres ou les dynamomètres.

Dans ce chapitre, nous abordons une approche de développement d'objets instrumentés de rééducation pour le suivi d'activité des patients victimes d'AVC. Ces objets de rééducation sont équipés de capteurs destinés à fournir des informations objectives sur les fonctions motrices des patients lors des séances de rééducation. Avant de concevoir ces objets, nous avons mené une étude observationnelle, dont les résultats sont présentés à la section 3.2, visant à mettre en évidence les informations collectées, ainsi que le type d'objets et d'outils utilisés par les professionnels de santé pendant les séances de rééducation. Nous présentons ensuite la démarche de conception des objets de rééducation pour le suivi d'activité inspirés de notre revue de littérature et particulièrement du protocole ARAT ainsi que des résultats de l'étude observationnelle. Cette démarche nous a mené à proposer cinq objets instrumentés. Un osselet et un cube sont destinés à évaluer les fonctions motrices de la main (Section 3.4.1), un bracelet et un vêtement instrumenté d'un capteur textile sont destinés à évaluer les fonctions motrices du bras (Section 3.4.2) et un verre est destiné à surveiller l'indépendance fonctionnelle des patients lors de la réalisation de tâches de la vie quotidienne sollicitant à la fois les fonctions motrices de la main et du bras (Section 3.4.3).

3.2 Étude observationnelle

3.2.1 Objectif de l'étude

Cette étude vise à mettre en évidence le type d'objets et d'outils utilisés par les professionnels de santé pendant les séances de rééducation afin de confirmer que le suivi lors des séances de rééducation s'effectue en se basant sur des observations visuelles. Les résultats de cette étude ainsi que la revue de littérature et le protocole ARAT permettront d'émettre des recommandations pour la conception d'objets de rééducation instrumentés destinés à fournir aux professionnels de santé des informations objectives et quantifiables sur les fonctions motrices des patients.

3.2.2 Participants

Trois centres de rééducation dans le nord de la France (Évry, Le Havre et Lille) ont été impliqués dans cette étude. Nous avons suivi quatorze professionnels de santé dont neufs ergothérapeutes (ET), trois kinésithérapeutes (KT), un médecin (MD) et un ingénieur de recherche (IR) pendant les séances de rééducation avec des patients victimes d'AVC. Le corpus des participants était composé de neuf femmes et cinq hommes âgés de 20 à 60 ans ($\mu = 34.4$, $\sigma = 12.4$). Certains des participants cumulaient plus de 32 ans d'expérience en rééducation avec des patients victimes d'AVC ($\mu = 11.2$, $\sigma = 9.9$).

3.2.3 Déroulement

Après avoir été accueilli par les professionnels de santé, nous avons pu observer leur activité durant les séances de rééducation dans les centres hospitaliers. Nous avons pu identifier les tâches réalisées par les patients dans le cadre de la rééducation motrice des membres supérieurs ainsi que les outils et objets utilisés pendant ces exercices. Nous avons aussi pu accéder aux outils, objets et exercices de rééducation des membres supérieurs qui n'avaient pas été utilisés car inadaptés aux pathologies des patients présents pendant l'étude. Nous avons également eu accès aux outils utilisés lors de la réalisation de bilan de force, de préhension, de sensibilité et de transfert.

3.2.4 Résultats

Les observations ont révélé que certains objets sont utilisés dans un but de rééducation fonctionnelle pendant les séances de rééducation tandis que d'autres sont destinés à évaluer la récupération motrice des membres supérieurs des patients lors de séances dites de bilan. Cette section présente dans un premier temps les objets de rééducation identifiés dans cette étude puis dans un second temps les objets d'évaluation utilisés pour les bilans.

1. Objets de rééducation

Les objets de rééducation identifiés pendant cette étude se révèlent divers et variés, que ce soit en taille, en poids ou en forme. Certains de ces objets sont standardisés et manufacturés tandis que d'autres sont conçus de toutes pièces par les professionnels de santé travaillant dans les centres de rééducation. Ces objets personnalisés répondent à des besoins spécifiques des patients ou des professionnels de santé et peuvent s'inspirer d'objets communs (par exemple une balle de tennis, un gobelet en plastique, etc.). Ils diffèrent donc d'un établissement à l'autre.

a. Objets standardisés

Nous avons pu identifier trois objets standardisés de rééducation décrits ci-dessous et présentés à la figure 3.1 :

(a) L'arbre à anneaux est constitué d'une structure métallique verticale et de barres en métal venant se positionner horizontalement à différentes hauteurs. Le but de l'exercice est de déplacer des anneaux en plastique d'environ trois centimètres de diamètre d'un étage à un autre. Cet exercice implique les fonctions motrices du bras et de la main et requiert coordination et force musculaire.

(b) Les cônes de rééducation permettent de solliciter les muscles du bras et de faire travailler la coordination. Le patient doit empiler des cônes les uns sur les autres. Il existe deux types de cônes mesurant dix-huit centimètres de hauteur mais de diamètres différents : un grand cône qui mesure six centimètres et demi de diamètre à sa base et quatre centimètres de diamètre en son sommet et un petit cône qui mesure quatre centimètres et demi de diamètre à sa base et un centimètre et demi de diamètre en son sommet.

(c) Enfin, le jeu de solitaire permet d'effectuer des exercices de préhension avec les doigts. Le patient doit attraper des petits cylindres d'un centimètre de diamètre et les placer dans des trous. Cet exercice implique les fonctions motrices de la main et se concentre sur la précision digitale.

(a) **(b)** **(c)**

Figure 3.1 – *Objets standardisés de rééducation : (a) un arbre à anneaux, (b) des cônes et (c) un jeu de solitaire*

b. Objets personnalisés

Nous avons également identifié des outils personnalisés conçus par les professionnels de santé pour la rééducation du bras et de la main décrits ci-dessous et présentés à la figure 3.2 :

(a) Un exercice d'emboîtement de formes consiste à venir placer des pièces de bois (cubes, prismes et cylindres) de différentes tailles dans les formes correspondantes découpées dans une planche de bois. Cet exercice implique les fonctions motrices requises pour l'indépendance quotidienne.

(b) D'autres exercices sont basés sur des objets communs tels que des balles de tennis ou des tournevis. Les balles de tennis sont utilisées pour des exercices de lancer qui sollicitent l'épaule dans son intégralité, le bras et la main. Les tournevis sont utilisés pour exercer les doigts et la pronosupination du poignet. La pronosupination inclut la pronation et la supination qui consistent respectivement en un mouvement du coude afin d'entraîner une rotation médiale de la main (tourner la paume de la main vers le bas) et en une mobilisation du coude afin d'opérer une rotation latérale de la main (tourner la paume de la main vers le haut).

(c) Enfin, un osselet sert à travailler la préhension et plus précisément la dextérité et la précision digitale. Un osselet est un parallélépipède arrondi qui possède des renfoncements cylindriques permettant une prise guidée plus aisée pour les patients victimes d'AVC. L'exercice consiste à attraper l'osselet en positionnant ses doigts sur les renfoncements cylindriques et se concentre ainsi sur la dextérité en travaillant sur le positionnement des doigts sur les renfoncements lors de la saisie et le relâchement de l'objet.

(a) (b) (c)

Figure 3.2 – *Objets personnalisés de rééducation : (a) une planche de bois avec les découpes de différentes formes, (b) divers objets communs dédiés à la rééducation (balle de tennis, gobelet en plastique, etc.) et (c) un osselet*

2. *Objets d'évaluation*

Les objets d'évaluation sont utilisés par les professionnels de santé pour réaliser un bilan des capacités motrices des patients à quelques semaines ou mois d'intervalles. Ces objets permettent de réaliser quatre bilans présentés ci-dessous et illustrés à la figure 3.3.

(a) Le bilan de force a pour but d'évaluer la force musculaire du patient lors de la saisie d'un objet. La force musculaire est évaluée à l'aide de poires de préhension, c'est-à-dire des manomètres, dans différentes configurations telles que la saisie en pince bi-digitale (le pouce face à l'index), la saisie en pince tri-digitale (le pouce face à l'index et au majeur) et la saisie globale

de la main. Lorsque le patient présente des troubles moteurs tels que la spasticité, les poires de préhension peuvent atteindre rapidement leur seuil maximal de mesure. Un autre appareil avec un seuil de compression plus élevé est alors utilisé : le dynamomètre de Jamar ou le dynamomètre de Collin. En revanche, si la force de préhension exercée par le patient est trop faible pour être détectée par la poire de préhension, les professionnels de santé utilisent un gobelet en plastique afin d'évaluer la force musculaire de la main. En effet, il est facile d'évaluer la pression exercée sur le gobelet grâce au bruit dégagé par ce dernier lors de l'écrasement.

(b) Le bilan de préhension évalue l'approche, le maintien et le relâchement d'un objet afin de révéler de possibles troubles moteurs. Ce bilan est basé sur des estimations subjectives collectées visuellement par les professionnels de santé durant la session comme par exemple la façon dont le patient attrape l'objet, l'utilisation de stratégies compensatoires (par exemple l'avancement du tronc pour compenser une incapacité à étendre complètement le bras) ou encore la façon dont l'objet est manipulé.

(c) Le bilan de sensibilité est dédié à l'évaluation de la sensibilité tactile des doigts et permet de déterminer si le patient est capable de sentir lorsqu'une aiguille lui pique le doigt ou est capable de reconnaître différentes textures sans aide visuelle. Les textures sont variées allant du liège au lin en passant par des morceaux de tapis ou de moquette et sont placées dans une boîte fermée empêchant le patient de voir la texture qui lui est présentée.

(d) Le bilan de transfert s'appuie sur le Box and Blocks Test (Mathiowetz et al., 1985) qui demande aux patients de déplacer de petits cubes en bois d'une boîte à une autre. Le patient doit déplacer les cubes les uns après les autres. Si le patient saisit deux cubes à la fois, un seul est comptabilisé comme déplacé. Si un cube tombe, il n'est pas pris en compte dans le score final. Le score final correspond au nombre de cubes déplacés d'une boîte à l'autre pendant une minute en soustrayant le nombre de cubes tombés lors du déplacement et les cubes déplacés ensemble.

3.2.5 Discussion

Cette étude présente des résultats intéressants et permet d'avoir une vue d'ensemble des objets de rééducation ainsi que des objets d'évaluation utilisés par les professionnels de santé pendant les séances de rééducation. Cependant, l'étude a été réalisée auprès de quatorze participants provenant de trois centres de rééducation différents. Comme évoqué précédemment, les outils personnalisés sont conçus par les professionnels de santé en fonction de leurs besoins. Il serait intéressant d'étudier les objets de rééducation et de bilan utilisés dans d'autres centres hospitaliers spécialisés dans l'AVC afin d'élargir nos connaissances.

(a) (b) (c) (d)

Figure 3.3 – *Objets de bilan : (a) à gauche une poire de préhension et à droite un dynamomètre de Jamar pour le bilan de force, (b) les objets utilisés pour le bilan de préhension (bouteille d'eau, gobelet, balle de tennis), (c) les divers textures du bilan de sensibilité et (d) la boîte et les cubes du bilan de transfert*

D'autre part, il serait intéressant de poursuivre cette étude sur plusieurs séances afin de pondérer l'utilisation de chaque objet.

3.2.6 Conclusion

Cette étude nous a permis d'identifier des objets destinés à la rééducation et des objets destinés à l'évaluation des fonctions motrices et de valider l'hypothèse évoquée précédemment : le suivi lors des séances de rééducation s'effectue en se basant sur des observations visuelles. En effet, les objets de rééducation peuvent être standardisés ou personnalisés et sont utilisés pour des exercices de saisie et de manipulation. Ils ne permettent pas de collecter des informations quantifiables sur l'activité motrice des patients. Le personnel médical évalue la réalisation des exercices visuellement et corrige le patient si les mouvements sont incorrects. Seuls les bilans de force, de préhension, de sensibilité et de transfert permettent d'évaluer objectivement les capacités motrices des patients à l'aide d'informations mesurables. Bien que la rééducation actuelle des patients couvre un large panel d'exercices et que le suivi permette une récupération partielle ou complète des fonctions motrices, il pourrait être enrichi et amélioré en récoltant des données quantifiables à chaque séance, comme celles mesurées lors des bilans. Ces données permettraient de suivre l'évolution de la récupération des patients de manière objective. Le programme de rééducation pourrait alors être plus souple et s'adapter aux besoins et à la progression des patients.

3.3 Cadre méthodologique : ARAT

La méthode d'évaluation ARAT a été identifiée dans l'état de l'art comme étant une méthode d'évaluation offrant un bon compromis entre reproductibilité et temps de réalisation. Aussi, ARAT permet d'évaluer des tâches élémentaires et complexes et permet de quantifier des changements spécifiques dans les fonctions

motrices d'un membre chez des individus ayant subi une lésion cérébrale (Lyle, 1981). Ce protocole évalue la capacité du sujet à manipuler des objets variés en termes de dimension, de poids et de forme et peut ainsi être considéré comme une mesure des limitations des activités spécifiques du membre supérieur (Platz et al., 2005). L'évaluation est réalisée par un professionnel de santé à l'aide d'une valise (Figure 3.4a) qui contient divers objets de tailles différentes tels que des cubes ou des billes par exemple (Figure 3.4b) impliquant plusieurs types de prise (précision et force). Ces objets doivent être saisis et déplacés verticalement ou horizontalement vers un emplacement standardisé sur le haut de la valise. Comme exposé précédemment dans l'état de l'art (Section 2.2), ARAT permet d'évaluer quatre catégories de fonctions motrices nommées *Saisir*, *Tenir*, *Pincer* et *Mouvements globaux* qui sont détaillées ci-dessous.

(a) **(b)**

Figure 3.4 – *ARAT : (a) la valise de test et (b) les objets qu'elle contient*

- La sous-catégorie *Saisir* comporte six éléments à évaluer. Les quatre premiers éléments consistent à saisir des cubes en bois de tailles différentes, le cinquième élément consiste à saisir une balle de criquet et le dernier consiste à saisir une pierre parallélépipédique.
- La sous-catégorie *Tenir* comporte quatre éléments à évaluer. Les deux premiers éléments consistent en la combinaison d'un mouvement horizontal ainsi qu'un léger mouvement vertical et de pronation (versement d'eau d'un verre dans un autre) ou de supination (rotation d'une rondelle). Les deux derniers éléments consistent à tenir deux tubes de diamètres différents.
- La sous-catégorie *Pincer* comporte six éléments à évaluer où il est demandé au patient de saisir deux billes de tailles différentes avec deux doigts seulement (pouce et index, pouce et majeur, pouce et annulaire) et de les déplacer vers un support sur le dessus de la boîte.
- La sous-catégorie *Mouvements globaux* permet d'évaluer trois mouvements élémentaires : mettre la main à bouche, placer la main sur le dessus de la tête et placez la main derrière la tête.

ARAT comprend donc dix-neuf éléments auxquels sont attribués un score compris entre 0 et 3 : 0 = pas de mouvement possible ; 1 = mouvement partiellement effectué ; 2 = mouvement effectué, mais anormalement ; 3 = mouvement effectué normalement. Pour permettre une distinction plus facile entre les scores 2 et 3, Wagenaar et al. (1990) ont fixé des limites de temps pour chaque élément, sur la base des performances d'un échantillon de vingt sujets en bonne santé et d'âge similaire. Les limites ont été fixées à la moyenne plus deux fois l'écart-type des temps de performance des sujets âgés en bonne santé. Pour permettre au mouvement d'être chronométré, le patient doit commencer et terminer chaque tâche avec la main à plat sur la table. De plus, le patient est invité à accomplir la tâche la plus difficile de chaque sous-échelle en premier. Si le score maximum est atteint pour cette tâche (score = 3), le score maximum est attribué à cette sous-échelle et la sous-échelle suivante est alors évaluée. Il est à noter que les catégories *Tenir* et *Mouvements globaux* sont plus largement utilisées que les catégories de *Saisir* et *Pincer* (Kwakkel and Kollen, 2007).

En plus de ses caractéristiques intéressantes de reproductibilité et de rapidité de réalisation, nous pouvons mentionner que les objets utilisés avec la méthode d'évaluation ARAT peuvent être facilement instrumentés à l'aide de capteurs (les cubes et les verres par exemple).

3.4 Conception d'objets de suivi

Dans cette section, nous proposons trois catégories d'objets destinés à collecter des informations sur les fonctions motrices des membres supérieurs des patients lors des séances de rééducation. Ces objets s'inspirent de la littérature, de la méthode d'évaluation ARAT ainsi que des résultats de l'étude observationnelle présentée dans la section 3.2. Ils visent à faciliter et accompagner le travail des professionnels de santé en leur permettant d'évaluer l'évolution de la récupération des patients.

La première catégorie d'objets est destinée au suivi des fonctions motrices de la main (Section 3.4.1) et s'effectue avec un osselet et un cube. L'osselet vise à surveiller les fonctions motrices de la main lors la prise bi-digitale et tri-digitale de précision tandis que le cube vise à surveiller les fonctions motrices de la main lors la prise bi-digitale, tri-digitale et palmaire générale.

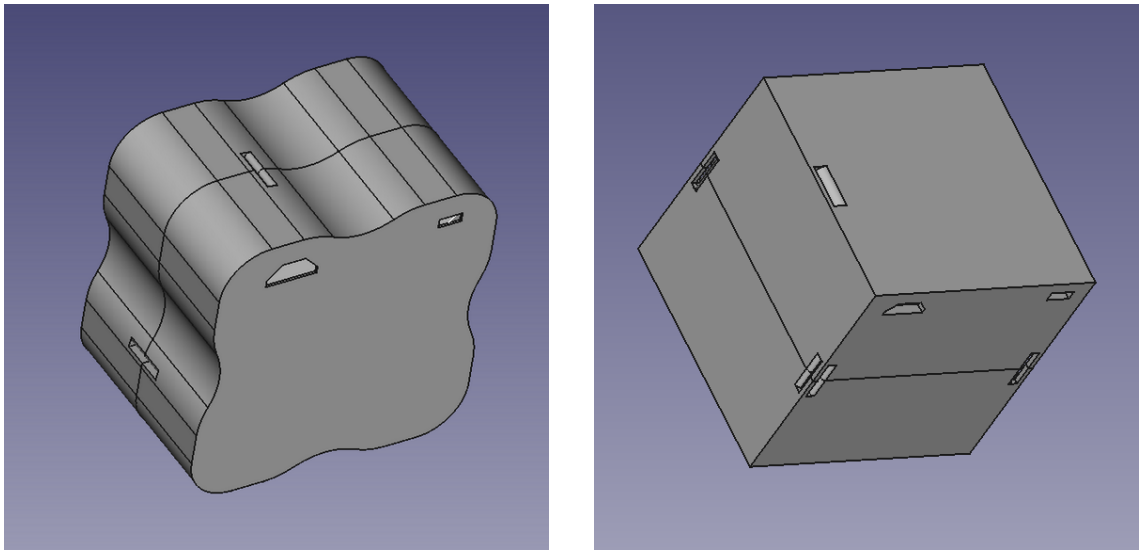
La seconde catégorie d'objets est destinée au suivi des fonctions motrices du bras (Section 3.4.2) et s'effectue avec un bracelet et un vêtement instrumenté d'un capteur textile. Le bracelet vise surveiller les fonctions motrices du bras lors de l'exercice de l'arbre à anneaux tandis que le vêtement instrumenté vise à mesurer la flexion du coude et à détecter l'utilisation de stratégies compensatoires.

Enfin, la troisième catégorie d'objets est destinée au suivi de l'indépendance

fonctionnelle lors de tâches complexes de la vie quotidienne qui sollicitent à la fois les capacités motrices de la main et du bras (Section 3.4.3). Ce suivi s'effectue avec un verre qui a pour but de surveiller les fonctions motrices des membres supérieurs lorsque le patient réalise l'action de *Boire*. Ce verre vise également à surveiller l'activité physique quotidienne des patients en détectant lorsque le patient s'assoit, se lève, marche ou monte et descend des escaliers.

3.4.1 Suivi des fonctions motrices de la main

Comme l'ont montré la revue de littérature et l'étude observationnelle, surveiller les fonctions motrices de la main à l'aide d'ARAT ou d'objets de rééducation permet d'évaluer la récupération et l'indépendance fonctionnelle des patients lors de la réalisation de tâches élémentaires sollicitant la main. En s'inspirant de ces résultats, nous avons identifié deux objets à instrumenter pour le suivi des fonctions motrices de la main : un osselet déjà utilisé dans des centres de rééducation (Figure 3.5a) et un cube utilisé dans le protocole ARAT (Figure 3.5b).



(a) **(b)**

Figure 3.5 – *Objets de suivi des fonctions motrices de la main : (a) l'osselet et (b) le cube*

L'osselet, par sa forme arrondie et ses renfoncements pour positionner les doigts, permet d'encourager la saisie bi-digitale et tri-digitale de précision (pouce/index ou pouce/index/majeur). Cette saisie est similaire à la saisie d'une bille de la catégorie *Pincer* du protocole ARAT. Par ailleurs, la forme du cube, plus universelle, s'adapte à la saisie bi-digitale, tri-digitale ou palmaire ordinaire. Afin de surveiller les fonctions motrices de la main lors d'exercices impliquant ces deux objets, plusieurs informations doivent être collectées.

Tout d'abord, comme la capacité d'extension des doigts est l'une des fonctions motrices les plus susceptibles d'être altérée à la suite d'un AVC (Radomski and Latham, 2008), il est important de mesurer la pression appliquée sur l'osselet et le cube lors de la saisie. En effet, cette information permet de détecter la spasticité (Sommerfeld et al., 2012) ou les faiblesses musculaires (Chae et al., 2002) des patients. De plus, la pression appliquée sur un objet lors de la saisie est un indicateur de récupération des fonctions motrices de la main (Sunderland et al., 1989).

Il est également important de mesurer la position des doigts sur l'osselet lors de la saisie puisque cette information permet d'évaluer la dextérité des patients ainsi que la qualité de saisie.

Aussi, l'étude observationnelle et l'analyse des différents protocoles d'évaluation montrent que l'analyse des mouvements des membres supérieurs peut fournir des informations pertinentes sur la récupération des fonctions motrices de ces derniers. En effet, des mouvements irréguliers et involontaires peuvent survenir suite à un AVC comme par exemple la chorée qui se caractérise par des mouvements arythmiques et involontaires, soudains, brefs et non répétitifs (Alarcon et al., 2004; Handley et al., 2009).

De même, surveiller l'orientation d'un objet lors de la manipulation permet d'évaluer la qualité des mouvements ainsi que la coordination lors du déplacement de ce dernier (Patel et al., 2010). De plus, l'orientation peut être utilisée comme indicateur de récupération lorsque l'exercice demandé consiste à faire tourner l'objet saisi. En effet, la capacité du patient à tourner un objet peut traduire l'existence de troubles moteurs comme une paralysie ou une faiblesse musculaire par exemple. Les professionnels de santé peuvent alors évaluer plus facilement la récupération des patients en combinant cette information avec les informations de pression et de position des doigts.

Enfin, surveiller l'évolution des tremblements des patients, qui sont des contractions et relaxations involontaires des muscles impliquant des oscillations ou des sursauts de faible amplitude, en mesurant leur fréquence et leur amplitude peut conduire à la détection d'une rechute des fonctions motrices (Deuschl et al., 2000; Kim, 2001; Murphy et al., 2011; Bansil et al., 2012). En effet, les patients victimes d'AVC présentent souvent des tremblements identifiables par leur fréquence inférieure à 5 Hertz et leur direction orthogonale à la direction du mouvement principal lors de la saisie d'un objet (Smaga, 2003).

En résumé, l'osselet a pour but de mesurer la position des doigts et la pression appliquée par chaque doigt sur ce dernier lors de la saisie à bi-digitale et tri-digitale de précision tandis que le cube vise uniquement à mesurer la pression appliquée par le patient lors de la saisie bi-digitale, tri-digital et palmaire ordinaire. Aussi,

l'osselet et le cube ont pour objectif de mesurer leur orientation et de détecter les mouvements irréguliers et les tremblements des patients.

3.4.2 Suivi des fonctions motrice du bras

Afin d'enrichir l'évaluation des fonctions motrices de la main, ARAT évalue également les fonctions motrices du bras. De plus, l'étude observationnelle a montré que le suivi des fonctions motrices du bras permet d'évaluer la récupération et l'indépendance fonctionnelle des patients lors de la réalisation de tâches élémentaires sollicitant le bras. En s'inspirant de ces résultats, nous avons identifié deux objets à instrumenter pour surveiller les fonctions motrices du bras : un bracelet (Figure 3.6a) et un vêtement instrumenté (Figure 3.6b).

(a) **(b)**

Figure 3.6 – *Objets de suivi des fonctions motrices du bras : (a) le bracelet et (b) le vêtement instrumenté*

Le concept du bracelet s'inspire de l'exercice de l'arbre à anneaux identifié lors de l'étude observationnelle (Section 3.2). En effet, l'exercice de l'arbre à anneaux sollicite les fonctions motrices du bras puisqu'il nécessite une bonne coordination et une force musculaire suffisante dans le bras pour pouvoir déplacer les anneaux le long des branches. Comme évoqué dans la section précédente, analyser les mouvements irréguliers et involontaires des membres supérieurs peut fournir des informations pertinentes sur les fonctions motrices des patients. De même, suivre l'évolution des tremblements est un bon indicateur de récupération ou de rechute des fonctions motrices. On peut également noter que ce concept de bracelet pourrait être utilisé lors d'exercices de saisie et de manipulation d'objets du protocole ARAT qui peuvent difficilement intégrer des capteurs comme par exemple les billes et les petits cylindres.

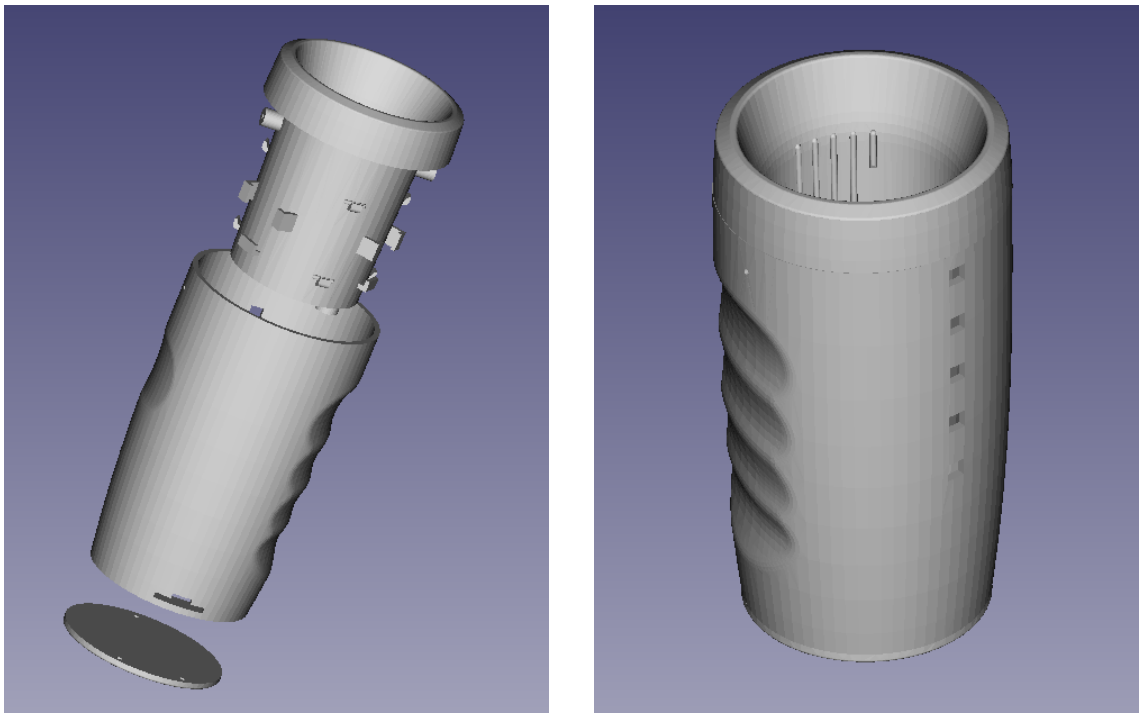
Par ailleurs, certains patients peuvent avoir recours à des stratégies compensatoires lors de l'approche d'un objet (Cirstea and Levin, 2000; McCrea et al., 2005; Raghavan et al., 2010). En effet, si l'extension du bras est limitée, les patients adoptent diverses stratégies pour atteindre l'objet à saisir comme par

exemple avancer le tronc vers ce dernier. Ces stratégies compensatoires ne peuvent pas être détectées avec les informations collectées par l'osselet, le cube ou le bracelet. Pourtant, plusieurs chercheurs ont montré que des mesures cinématiques telles que le temps de mouvement total, la vitesse angulaire maximale du coude ou encore l'élongation du bras peuvent être utilisées comme une évaluation objective de la récupération motrice pour les membres supérieurs (Murphy et al., 2011; Aprile et al., 2014; Van Kordelaar et al., 2012). Cependant, les solutions proposées utilisent des systèmes de capture de mouvements contraignants en termes de portabilité et d'utilisabilité pour les patients.

En résumé, le bracelet a pour but de collecter des informations sur les mouvements du bras des patients lors de l'exercice de l'arbre à anneaux et de détecter les mouvements brusques et involontaires du bras. Il vise aussi à suivre l'évolution des tremblements lors de la manipulation des anneaux. D'autre part, le vêtement instrumenté a pour objectif de mesurer l'angle de flexion du coude lors de l'approche, la saisie et la manipulation d'un objet et de détecter l'utilisation de stratégies compensatoires.

3.4.3 Suivi d'indépendance lors de tâches complexes

Afin de compléter le suivi des fonctions motrices de la main et du bras, de nombreuses méthodes d'évaluation identifiées dans la revue de littérature dont ARAT évaluent les fonctions motrices et l'indépendance fonctionnelle des patients lors de la réalisation de tâches complexes impliquant à la fois les fonctions motrices de la main et du bras. En effet, évaluer l'autonomie des patients lors des tâches complexes est primordial avant d'envisager un retour à domicile. Ce suivi peut s'effectuer lors de la réalisation de tâches de la vie quotidienne puisqu'elles sont souvent utilisées dans les programmes de rééducation. En effet, les AVQ sont des séquences d'actions complexes qui ont un sens dans la vie quotidienne des patients contrairement aux tâches complexes impliquant des objets sans homologues dans la vie réelle. De plus, l'utilisation des AVQ lors de la rééducation permet une meilleure récupération et réduit le risque de détérioration des capacités motrices (Legg et al., 2007). Enfin, elles représentent de bons prédicteurs de récupération chez les patients victimes d'un AVC (Gialanella et al., 2013). En s'inspirant de ces résultats, nous avons identifié un objet déjà utilisé par les professionnels de santé et présent dans le protocole ARAT pour surveiller les fonctions motrices et l'indépendance fonctionnelle des patients lors de la réalisation d'une AVQ particulière : un verre (Figure 3.7). Ce verre sera utilisé pour surveiller la tâche quotidienne relative à l'action de *Boire* pendant les séances de rééducation. Il pourra également être utilisé à domicile pour surveiller d'une part l'indépendance fonctionnelle du patient lors de la tâche Boire et d'autre part l'activité physique et la sédentarité du patient.



(a) **(b)**

Figure 3.7 – *Objet de suivi de l'indépendance lors de tâches complexes : un verre (a) en vue éclatée et (b) en vue normale*

La tâche *Boire* a été choisie car elle implique les tâches de positionnement et de manipulation qui sont les tâches d'entraînement qui semblent les plus appropriées pour les patients victimes d'un AVC (Timmermans et al., 2009a). Cette tâche est très utilisée dans la rééducation et le suivi des patients comme le souligne l'étude observationnelle avec l'utilisation de gobelet en plastique (Figure 3.2b) et le protocole ARAT avec le premier élément de la section "Tenir" : tenir un verre d'eau et transvaser l'eau dans un autre verre. L'action de *Boire* nécessite une bonne coordination des mouvements des membres supérieurs et repose généralement sur une boucle d'action-perception exploitant plusieurs canaux sensoriels (vision, tactile, proprioception, audio). Boire implique de remplir le verre, le saisir et l'apporter à la bouche sans renverser de liquide puis le pencher progressivement afin de déverser le liquide dans la bouche. La réalisation correcte de cette tâche nécessite l'implication d'actions motrices complexes qui sollicitent différentes parties des membres supérieurs (main, bras, poignet, etc.) et implique simultanément les retours sensoriels visuel, tactile, proprioceptif et auditif. De plus, l'utilisation des tâches de saisie, de manipulation d'un verre et de boire permet d'évaluer les progrès des patients à l'aide de mesures cinématiques telles que le temps de mouvement total ou le nombre de mouvements irréguliers (Murphy et al., 2011; Aprile et al., 2014).

Afin d'évaluer si la tâche *Boire* a été réalisée correctement, de nombreuses

informations doivent être collectées. Tout d'abord, il est important de surveiller le niveau de liquide versé dans le verre. Les professionnels de santé peuvent ainsi utiliser cette information pour évaluer la précision et la coordination des mouvements durant le remplissage du verre. En effet, verser de l'eau dans un verre peut être une tâche complexe pour les patients victimes d'AVC atteints de troubles moteurs.

Comme pour l'osselet et le cube, surveiller la pression appliquée sur le verre, son orientation et les tremblements est primordial. Mesurer la pression appliquée par le patient sur le verre permet d'évaluer les capacités motrices de la main tandis que suivre l'orientation du verre pendant la manipulation permet aux professionnels de santé de détecter des problèmes moteurs (faiblesse musculaire, spasticité, etc.) menant à de mauvaises postures où le verre n'est pas tenu verticalement. D'autre part, mesurer les tremblements peut conduire à la détection d'une rechute des fonctions motrices.

Il est également nécessaire de détecter s'il est posé sur une cible spécifique comme un dessous de verre par exemple. Surveiller le placement du verre sur un dessous de verre permet d'évaluer la vision en trois dimensions et la coordination des mouvements.

Enfin, détecter le nombre de fois où le geste de Boire a été réalisé peut indiquer des difficultés de la part des patients à soulever le verre jusqu'à leur bouche. Ces difficultés peuvent être dues à des faiblesses musculaires, de la spasticité ou encore des tremblements trop importants.

Par ailleurs, surveiller l'activité physique quotidienne des patients en détectant lorsqu'ils s'assoient, se lèvent, marchent ou montent et descendent les escaliers permet d'évaluer la sédentarité des patients à domicile ainsi que leur indépendance au quotidien.

En résumé, le verre vise à remonter à des informations telles que la pression appliquée sur ce dernier, son orientation et les tremblements pendant la manipulation. Il a également pour but de mesurer la quantité de liquide versée dans son réceptacle, à détecter s'il est posé sur un dessous de verre et à calculer le nombre de fois où le patient a effectué le geste de *Boire*. Enfin, le verre vise à détecter lorsque les patients s'assoient, se lèvent, marchent ou montent et descendent les escaliers.

3.4.4 Retours sensoriels

Comme évoqué dans la revue de littérature (Section 2.4), ajouter des retours sensoriels permet aux patients de mieux percevoir l'information liée à leurs actions lors de la manipulation d'objets. Les objets de suivi de la main et du bras sont destinés à une utilisation exclusive en centre de rééducation. Cependant, le verre a pour vocation d'être utilisé en centre de rééducation mais également à domicile

pour surveiller l'activité physique journalière des patients. Nous avons donc décidé d'ajouter des retours sensoriels lors du remplissage et de la manipulation du verre et d'évaluer si ces derniers permettent d'améliorer les performances des patients (contrôle moteur et précision du mouvement), mais aussi leur motivation. En effet, plusieurs recherches ont mis en évidence l'impact direct des retours sensoriels positifs ou négatifs sur la motivation des patients (Schroeder and Fishbach, 2015; Stanton et al., 2015).

En s'inspirant de l'état de l'art, nous avons choisi d'utiliser le canal visuel pour fournir un retour visuel aux patients sur le niveau de liquide dans le verre. Discrétiser l'information du niveau de liquide dans le verre à l'aide d'une représentation visuelle permet de simplifier l'information affichée. Nous avons choisi de stimuler le canal visuel avec un dégradé de cinq couleurs affichées verticalement le long du verre. Ces couleurs vont du rouge lorsque le verre contient peu d'eau au vert lorsque le verre est rempli correctement en passant par l'orange et le jaune pour les configurations intermédiaires. Ces couleurs ont été choisies en fonction de la culture Européenne où le rouge représente la réalisation partielle ou erronée d'une tâche et le vert la réalisation correcte de cette dernière.

De plus, le retour sensoriel choisi pour l'orientation du verre est un retour visuel positionné sur le haut du verre permettant de mettre en avant l'angle d'inclinaison du verre. En effet, un retour audio ne permet pas de fournir des informations d'angle de manière simple et efficace. Nous avons également choisi de stimuler le canal visuel à l'aide d'un dégradé de couleur indiquant l'inclinaison du verre. Les couleurs vont du vert lorsque le verre est tenu correctement (de 0 à 20°) au rouge quand le verre est très penché ($> 50°$) en passant par le jaune et l'orange pour les configurations intermédiaires (respectivement de 20 à 35 ° et de 35 à 50 °). Ces couleurs ont également été choisies en fonction de la culture Européenne.

Un retour auditif binaire a également été utilisé afin d'indiquer aux patients que la cible a été atteinte et que le positionnement du verre est correct. En effet, l'utilisation d'un retour auditif permet d'éviter une surcharge du canal visuel.

Enfin, nous n'avons pas jugé nécessaire de proposer de retour sensoriel aux patients concernant la pression appliquée sur l'objet puisqu'ils ne seront pas en mesure de soulever le verre si la pression appliquée sur ce dernier est insuffisante. De même, aucun retour sensoriel n'a été ajouté pour les tremblements puisqu'ils sont indépendants de la volonté des patients.

3.4.5 Synthèse

Le tableau 3.1 synthétise l'ensemble des fonctionnalités proposées pour chaque objet.

Objet	Fonctionnalité	Feedback
Osselet	Position des doigts	✗
	Pression	✗
	Mouvements irréguliers	✗
	Orientation	✗
	Tremblements	✗
Cube	Pression	✗
	Mouvements irréguliers	✗
	Orientation	✗
	Tremblements	✗
Bracelet	Mouvements du bras	✗
	Tremblements	✗
Vêtement instrumenté	Angle de flexion	✗
Verre	Niveau de liquide	✓ Visuel
	Orientation	✓ Visuel
	Position sur une cible	✓ Audio
	Pression	✗
	Tremblements	✗

Tableau 3.1 – *Récapitulatif des fonctionnalités des objets de suivi des fonctions motrices de la main, du bras et de l'indépendance fonctionnelle*

3.5 Conclusion

Ce chapitre a présenté la conception de cinq objets destinés au suivi des fonctions motrices des membres supérieurs pendant les séances de rééducation. Nous avons tout d'abord présenté les résultats d'une étude observationnelle réalisée dans trois centres de rééducation français ayant pour but d'identifier les objets de rééducation et de suivi utilisés par les professionnels de santé et de confirmer que le suivi lors des séances de rééducation se base sur des observations visuelles. Les résultats de cette étude ont montré deux types d'objets utilisés par les professionnels de santé : les objets de rééducation et les objets permettant d'effectuer un bilan objectif de la récupération motrice et sensorielle des patients. Cependant, cette étude a montré que peu voire aucun suivi à l'aide d'informations quantifiables de l'évolution des fonctions motrices des patients n'est effectué pendant les séances de rééducation. En se basant sur ces résultats, nous avons présenté trois catégories d'objets destinés au suivi des fonctions motrices des membres supérieurs. Tout d'abord, un osselet et un cube visent à

suivre les fonctions motrices de la main. Ils ont pour but de remonter à des informations telles que la position des doigts sur l'objet, la pression appliquée sur l'objet, les mouvements irréguliers, l'orientation et les tremblements du patient lors de la manipulation. Ensuite, un bracelet et un vêtement instrumenté ont pour objectif de surveiller les fonctions motrices du bras. Le bracelet a pour objectif de collecter des informations sur le mouvement du bras lors de l'exercice de l'arbre à anneaux et de détecter les tremblements du patient. Le vêtement instrumenté vise à mesurer la flexion du coude lors de l'approche et la saisie d'un objet afin de détecter l'utilisation de stratégies compensatoires. Enfin, un verre vise à collecter des informations lors de la tâche de la vie quotidienne *Boire*. Cette tâche implique à la fois les fonctions motrices de la main et du bras et permet d'évaluer l'indépendance des patients dans cette tâche primordiale pour un retour à domicile. Le verre a pour but de remonter à des informations telles que la pression appliquée par le patient, son orientation, le niveau de liquide dans son réceptacle, les tremblements du patient ou s'il est posé sur un dessous de verre. Enfin, le verre a aussi pour objectif de surveiller l'activité physique journalière des patients à domicile en détectant lorsque ces derniers s'assoient, se lève, marcher ou montent et descendent les escaliers.

Chapitre 4

Réalisation technique des objets

Sommaire

4.1 Introduction **86**
4.2 Prototype d'osselet **86**
4.2.1 Capteurs 86
4.2.2 Architecture matérielle 87
4.2.3 Communication sans fil et économie d'énergie 87
4.3 Prototype de cube **88**
4.3.1 Capteurs 88
4.3.2 Architecture matérielle 89
4.3.3 Communication sans fil et économie d'énergie 89
4.4 Prototype de bracelet **89**
4.5 Prototype de vêtement instrumenté **91**
4.5.1 Capteur 91
4.5.2 Architecture matérielle 92
4.5.3 Communication sans fil et économie d'énergie 92
4.6 Prototype de verre **92**
4.6.1 Capteurs 93
4.6.2 Architecture matérielle 94
4.6.3 Communication sans fil et économie d'énergie 95
4.7 Conclusion **95**

Les travaux présentés dans ce chapitre ont donné lieu à une publication :

- **Bobin, M.**, Anastassova, M., Boukallel, M., & Ammi, M. (2016, Juin). SyMPATHy : smart glass for monitoring and guiding stroke patients in a home-based context. Communication présentée à *Proceedings of the 8th ACM SIGCHI Symposium on Engineering Interactive Computing Systems (pp. 281-286)*. ACM.

4.1 Introduction

Afin de développer les objets identifiés et présentés au chapitre précédent (Chapitre 3), il est nécessaire de prendre en considération diverses contraintes liées à la taille et au poids des objets, à l'intégration des capteurs, à la collecte et au transfert des données ou encore à l'autonomie énergétique des objets.

Dans ce chapitre, nous abordons la réalisation technique des différents prototypes d'objets instrumentés. Pour chaque objet, nous rappelons son objectif ainsi que la nature des données qui seront collectées. À partir de ces informations, nous dimensionnons et sélectionnons les capteurs adaptés. Nous poursuivons avec le détail de l'architecture matérielle puis le dimensionnement et l'intégration des modules de communication sans fil et de la batterie.

4.2 Prototype d'osselet

Pour rappel, l'osselet a pour objectif de surveiller les fonctions motrices de la main afin d'évaluer la dextérité et la précision manuelle lors la saisie bi-digitale et tri-digitale. L'osselet mesure six centimètres de largeur, six centimètres de longueur et trois centimètres de hauteur (Figure 4.1a). Il se présente sous forme d'un parallélépipède aux angles arrondis avec des renfoncements cylindriques au milieu de quatre des six faces. Les renfoncements cylindriques mesurent un demi-centimètre de profondeur et visent à améliorer l'affordance perceptible de l'objet et d'inciter le patient à attraper l'osselet correctement (Figure 4.1b). Le prototype est réalisé en impression 3D avec un polymère thermoplastique. Au total, l'osselet pèse 83 grammes.

4.2.1 Capteurs

L'osselet doit mesurer les informations suivantes :

- Position des doigts sur les faces latérales
- Pression appliquée lors de la saisie
- Mouvements irréguliers
- Orientation
- Tremblements

Afin de mesurer la position des doigts et la pression appliquée sur l'osselet pendant la manipulation, nous avons opté pour l'intégration de capteurs résistifs, appelé *Force-Sensing Linear Potentiometers* (FSLP) de la marque Pololu [1] dont les caractéristiques sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.1. Ces capteurs, au

1. https://www.pololu.com/product/2730

nombre de quatre, entourent entièrement les faces latérales de l'osselet en suivant sa forme incurvée et permettent de détecter jusqu'à quatre doigts simultanément lors de la saisie.

Pour détecter les mouvements de l'osselet lors de la manipulation, nous avons opté pour l'intégration d'une centrale inertielle pour la mesure des accélérations, des vitesses angulaires et du champ magnétique. Nous avons choisi la centrale inertielle MPU-9250 [2] d'Invensense qui embarque un accéléromètre tri-axial, un gyroscope tri-axial ainsi qu'un magnétomètre tri-axial en raison de ses bonnes performances conjuguées à un prix abordable. Les caractéristiques de ce capteur sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.2. À partir des données collectées par la centrale inertielle, il est alors possible de remonter à l'orientation (angles de roulis, de tangage et de cap) de l'osselet, aux mouvements irréguliers et aux tremblements des patients.

4.2.2 Architecture matérielle

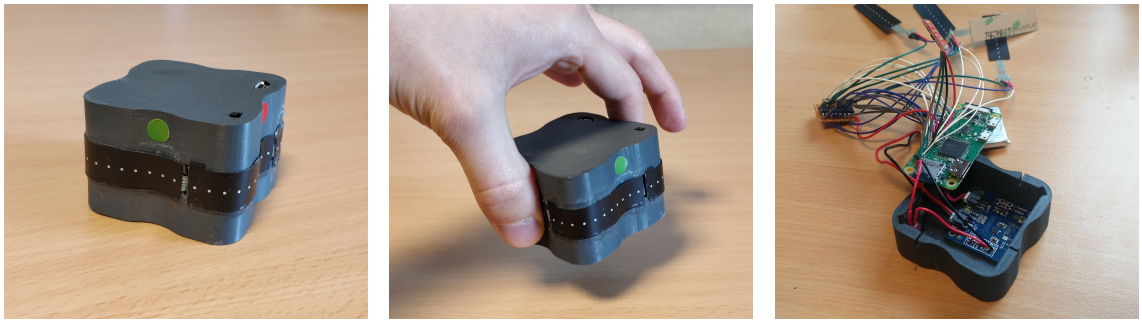
Afin de collecter les informations provenant des capteurs de position et de pression FSLP et de la centrale inertielle, nous avons utilisé un Raspberry Pi Zero Wireless (RPi-Z), micro-ordinateur doté d'un processeur cadencé à 1GHz et de communication Wi-Fi et Bluetooth Low Energy (BLE) visible à la figure 4.1c. En raison de l'absence d'entrées/sorties analogiques sur le RPi-Z, nous avons ajouté des convertisseurs analogiques-numériques permettant de convertir une quantité physique continue (généralement une tension) en un nombre numérique afin de collecter les données provenant des capteurs analogiques FSLP. Les données de la centrale inertielle sont collectées par le RPi-Z à l'aide du protocole de communication I2C (Inter-Integrated Circuit). Bien que l'utilisation d'un RFDuino, basé sur la plate-forme Arduino, aurait permis de diminuer les dimensions et le poids de l'osselet, nous n'avons pas retenu cette solution en raison du nombre insuffisant d'entrées/sorties sur ce dernier. En effet, le RFDuino possède seulement six entrées/sorties alors que l'ensemble des capteurs FSLP requiert douze entrées/sorties (trois par capteur). Un interrupteur permet également d'allumer et d'éteindre l'appareil.

4.2.3 Communication sans fil et économie d'énergie

Nous avons intégré une batterie de 3700mAh pour alimenter l'osselet ainsi qu'un connecteur micro-USB permettant le rechargement filaire. Les données collectées par l'osselet sont transmises à une application mobile présentée dans le chapitre Chapitre 6 à la section 6.3 grâce au module Wi-Fi intégré dans le RPi-Z. Nous avons privilégié dans un premier temps une liaison Wi-Fi plutôt qu'un autre

2. https://www.invensense.com/products/motion-tracking/9-axis/mpu-9250

protocole afin de bénéficier de l'apport de briques technologiques matures développées au laboratoire autour de problématiques d'objets connectés. Si les tests préliminaires conduits sur le prototype ne sont pas concluants avec le Wi-Fi, une seconde version pourra être développée si nécessaire en intégrant un protocole de communication plus adapté. L'osselet possède donc une autonomie d'environ deux heures en utilisation normale.



(a) (b) (c)

Figure 4.1 – *(a) L'osselet posé sur une table avec les capteurs FSLP visibles et une pastille colorée par face (vert, rose, violet et rouge), (b) l'osselet tenu correctement sur les renfoncements cylindriques et (c) l'osselet ouvert avec l'électronique visible*

4.3 Prototype de cube

Pour rappel, le cube a pour objectif d'évaluer la saisie grossière bi-digitale, tri-digitale et palmaire ordinaire. Le cube mesure cinq centimètres de côté (Figure 4.2a et Figure 4.2b). Ces dimensions ont été choisies afin que les capteurs de pressions présentés dans la suite de cette partie recouvrent l'intégralité du cube. De plus, ces dimensions correspondent à l'un des cubes du protocole ARAT. Au total, le cube pèse 64 grammes.

4.3.1 Capteurs

Le cube doit mesurer les informations suivantes :

- Pression appliquée lors de la saisie
- Mouvements irréguliers
- Orientation
- Tremblements

Pour mesurer la pression appliquée sur le cube, nous avons opté pour l'intégration de capteurs de pression résistifs, appelés *Force-Sensitive Resistors* [3]

3. https://www.interlinkelectronics.com/fsr-406

(FSR) dont les caractéristiques sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.3. Nous avons positionné ces capteurs sur chacune des faces du cube afin de mesurer la pression appliquée sur ce dernier dans n'importe quelle configuration. Par ailleurs, nous avons choisi le modèle 406 des FSR car leurs dimensions correspondent aux dimensions d'un des cubes du protocole ARAT. Ainsi, le cube ne possède aucune zones dites "mortes", autrement dit des zones où la pression ne peut pas être mesurée.

Afin de détecter les mouvements irréguliers et l'orientation du cube ainsi que les tremblements des patients, nous avons ajouté la même centrale inertielle que dans l'osselet, la MPU-9250 dont les caractéristiques sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.2, en raison de ses bonnes performances conjuguées à un prix abordable.

4.3.2 Architecture matérielle

Afin de collecter les données provenant des FSR et de la centrale inertielle, nous avons utilisé un RFDuino. En effet, les dimensions du cube ne permettent pas d'utiliser un RPi-Z. De plus, le nombre d'entrées/sorties disponibles sur le RFDuino est suffisant pour collecter les informations provenant des capteurs présentés ci-dessus. Le module RFDuino comporte une unité centrale cadencée à 8MHz ainsi qu'un module BLE dédié à la communication visibles à la figure 4.2c. Un interrupteur permet également d'allumer et d'éteindre l'appareil.

4.3.3 Communication sans fil et économie d'énergie

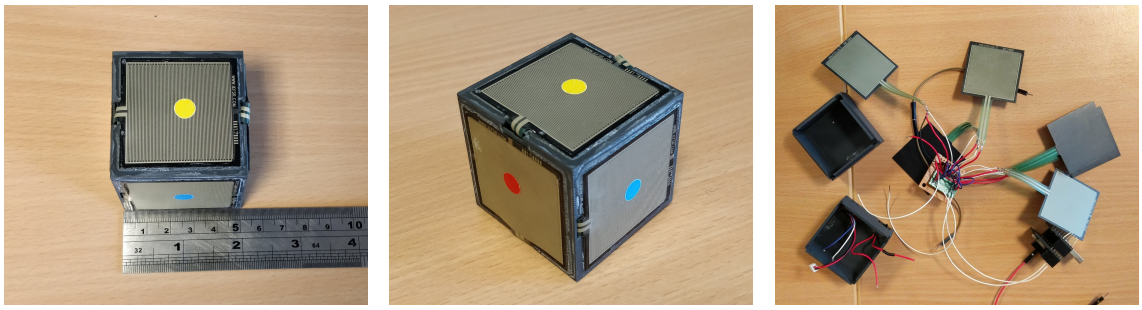
Nous avons intégré une batterie de 340mAh pour alimenter le cube ainsi qu'un connecteur micro-USB destiné à la recharge filaire. Les données collectées par le cube sont transmises à une application mobile grâce à une liaison BLE. La capacité de la batterie, dix fois inférieure à celle de l'osselet, permet d'atteindre une autonomie d'environ trois heures grâce à la consommation plus faible du RFDuino et du BLE comparée à celle du RPi-Z et de la Wi-Fi.

4.4 Prototype de bracelet

Pour rappel, le bracelet a pour but de surveiller les fonctions motrices du bras lors de l'exercice de l'arbre à anneaux. Au total, le bracelet pèse 53 grammes.

Le bracelet doit mesurer les informations suivantes :

- Mouvements du bras
- Mouvements irréguliers



(a) (b) (c)

Figure 4.2 – *(a) Le cube avec une échelle et (b) le cube dans son ensemble avec deux pastilles de même couleur pour deux faces opposées (rouge, jaune et bleu) et (c) le cube ouvert avec l'électronique visible*

- Tremblements

Afin de mesurer les mouvements du bras et de détecter les mouvements irréguliers et les tremblements, nous avons opté pour l'utilisation d'une montre du commerce de la marque Motorola : la *Moto 360* (Figure 4.3a et Figure 4.3b) qui intègre un accéléromètre tri-axial issu de la MPU-6050 [4] dont les caractéristiques sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.2. Nous avons choisi une montre du commerce plutôt qu'un bracelet personnalisé car l'intégration des capteurs ainsi que l'autonomie sont excellentes. De plus, la collecte de données est facilitée grâce à l'API d'Android et les données sont facilement transmises à une application mobile grâce à un module Bluetooth intégré à la montre. L'autonomie de la montre est d'environ trois heures en utilisation continue.

(a) (b)

Figure 4.3 – *Motorola 360 utilisée pour surveiller les mouvements du bras*

4. https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050

4.5 Prototype de vêtement instrumenté

Pour rappel, le vêtement instrumenté d'un capteur textile vise à surveiller la flexion du coude lors de la saisie et la manipulation d'objets.

4.5.1 Capteur

Afin de mesurer l'angle de flexion du coude, nous avons opté pour l'intégration d'un capteur textile piézo-résistif conçu à base d'un fil fonctionnel conducteur aux propriétés électromécaniques. Deux propriétés principales de ce fil ont été exploitées : (i) la piézo-résistivité et (iii) la conductivité électrique à la surface des fibres. La piézo-résistivité d'un fil fonctionnel permet des variations de la résistance électrique de ce dernier lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique, dans notre cas lorsque le fil est étiré. D'autre part, la structure même du capteur permet d'exploiter la conductivité électrique à la surface des fibres. En effet, la structure du capteur, déterminée par la technique de tissage utilisée (tricot, crochet, etc.), met en contact les fibres qui composent le fil fonctionnel. Lorsque la structure textile n'est soumise à aucune contrainte mécanique, le nombre de contacts entre les fibres est faible, ce qui confère une grande résistance électrique à la structure textile. Cependant, lorsque la structure textile subit une contrainte de type étirement ou pression, le nombre de contacts entre les fibres augmente, entrainant une baisse de la résistance électrique de la structure textile. Afin d'améliorer la sensibilité du capteur en utilisant la piézo-résistivité et la conductivité électrique à la surface des fibres, le capteur textile se base sur la technique du crochet double bride (Figure 4.4a). Le capteur textile a une forme rectangulaire, mesure vingt centimètres de longueur et cinq centimètres de largeur et comporte cent mailles d'un centimètre de côté. Le capteur est composé d'un mélange de fils diélectriques et de fils conducteurs. Le fil non conducteur est un fil de soie utilisé dans les procédés de couture classique. Le fil conducteur est un fil chargé en acier inoxydable avec une résistance de surface de 28Ω par pied soit environ 92Ω par mètre. Le capteur textile a été cousu sur un vêtement classique (Figure 4.4b) avec un fil de soie. Le diamètre de la manche du vêtement a été réduit afin d'épouser au mieux la forme du bras et éviter que le capteur se déplace le long du bras lors des mouvements. En effet, plus la manche épouse la forme du bras, plus la sensibilité du capteur sera importante car le capteur sera plus étiré lors de la flexion du coude. Il faut donc adapter le diamètre de la manche à chaque utilisateur. Les caractéristiques de ce capteur ont été déterminées empiriquement et sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.4.

4.5.2 Architecture matérielle

Afin de collecter les informations provenant du capteur textile, nous avons utilisé un TinyDuino [5], issue de la plate-forme Arduino. Le TinyDuino se compose de petits modules emboîtables, mesurant vingt millimètres par vingt millimètres et proposant différentes fonctionnalités (unité centrale, communication sans fil, stockage, connecteur USB, etc.). Nous avons choisi cette plate-forme pour sa petite taille. En effet, l'électronique du vêtement instrumenté est intégrée dans la manche de ce dernier et l'emploi d'un électronique volumineuse n'est pas recommandé pour des raison d'utilisabilité et d'acceptabilité. Le vêtement instrumenté intègre un module de calcul (unité centrale cadencée à 8MHz) ainsi qu'un module Bluetooth visibles à la figure 4.4c. Afin de mesurer la résistance électrique du capteur textile, nous avons utilisé un pont diviseur de tension composé d'une résistance de 10Ω.

4.5.3 Communication sans fil et économie d'énergie

Nous avons ajouté une batterie de 140mAh pour alimenter l'électronique présentée ci-dessus. Les données collectées sont transmises à un ordinateur grâce à une liaison Bluetooth. Bien que le Bluetooth consomme plus d'énergie que le BLE, nous avons privilégié la liaison Bluetooth à la liaison BLE car l'intégration du BLE à la plate-forme TinyDuino au moment du développement était indisponible. L'autonomie du vêtement instrumenté demeure tout de même correcte avec une durée d'utilisation continue de deux heures.

(a) (b) (c)

Figure 4.4 – *(a) Exemple d'un capteur textile à base de crochet double bride, (b) le capteur textile intégré au vêtement et (c) l'électronique intégrée au vêtement*

4.6 Prototype de verre

Pour rappel, le verre a pour objectif de surveiller l'indépendance des patients lors de la réalisation de tâches complexes impliquant les fonctions motrices de la

5. https://tinycircuits.com/pages/tinyduino-overview

main et du bras. Le verre, SyMPATHy (**S**mart cup for **M**onitoring stroke **PAT**ient activity at **H**ome), est de forme conique d'une hauteur de seize centimètres pour un poids de 338 grammes avec une base inférieure de sept centimètres de diamètre et une base supérieure de huit centimètres de diamètre. Une empreinte de main a été intégrée au verre afin d'améliorer l'affordance perceptible de ce dernier et d'encourager les patients à saisir le verre correctement. Au total, SyMPATHy pèse 338 grammes.

4.6.1 Capteurs

SyMPATHy doit mesurer les informations suivantes :

- Niveau de liquide
- Orientation
- Position par rapport à un dessous de verre
- Pression appliquée lors de la saisie
- Tremblements

Afin de mesurer le niveau de liquide à l'intérieur du réceptacle de SyMPATHy, nous avons opté pour la création d'un capteur de niveau de liquide personnalisé. En effet, les capteurs de niveau de liquide industriels présentent de nombreuses contraintes (faible réactivité, taille, etc.). Ce capteur personnalisé utilise la conductivité du liquide pour mesurer son niveau. Cinq électrodes conductrices ont été placées verticalement à l'intérieur du réceptacle, espacées d'un centimètre, ce qui correspond à un volume de 100 ml. Les électrodes sont connectées à quatre ponts diviseurs de tension permettant de détecter la présence de liquide. Après des mesures empiriques avec différents liquides, les résistances ont été fixées à 100KΩ pour chaque pont diviseur de tension. Une électrode placée au fond du verre sert de référence de potentiel. Les électrodes agissent comme des interrupteurs pouvant être fermés par la présence de liquide. Lorsque le liquide est versé dans le verre, un ou plusieurs ponts diviseurs de tension sont activés en modifiant les résistances mesurées.

Pour détecter l'orientation du verre et les tremblements des patients, nous avons utilisé la centrale inertielle MPU-9150 [6] qui comprend un accéléromètre tri-axial, un gyroscope tri-axial et un magnétomètre tri-axial. Cette centrale inertielle a été choisie en raison de ses bonnes performances conjuguées à un prix abordable. Par ailleurs, la version 9250 n'était pas disponible lors du développement du verre. Les caractéristiques de ce capteur sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.2.

Afin de détecter la position de SyMPATHy sur un dessous de verre, nous avons

6. https://www.invensense.com/products/motion-tracking/9-axis/mpu-9150

opté pour l'intégration d'un lecteur NFC (Near Field Communication). Une étiquette NFC équipée d'une antenne fait office de dessous de verre. NFC est une technologie bidirectionnelle qui permet de communiquer à courte distance avec les téléphones portables ou les ordinateurs et ne nécessite pas d'authentification. Nous avons choisi le contrôleur NFC PN532 v3 [7]. La forme de l'antenne est un rectangle de 40,4 millimètres par 42,7 millimètres. La distance de détection verticale minimale est d'environ cinq millimètres.

Enfin, nous avons positionné cinq capteurs de pressions sur les empreintes de doigts évoquées précédemment afin de surveiller la pression appliquée sur le verre lors de la manipulation. Les capteurs utilisés sont des FSR de modèle 402 [8] et permettent de mesurer la pression appliquée à leur surface. Le placement de ces capteurs est illustré à la figure 4.5 leurs caractéristiques sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.3.

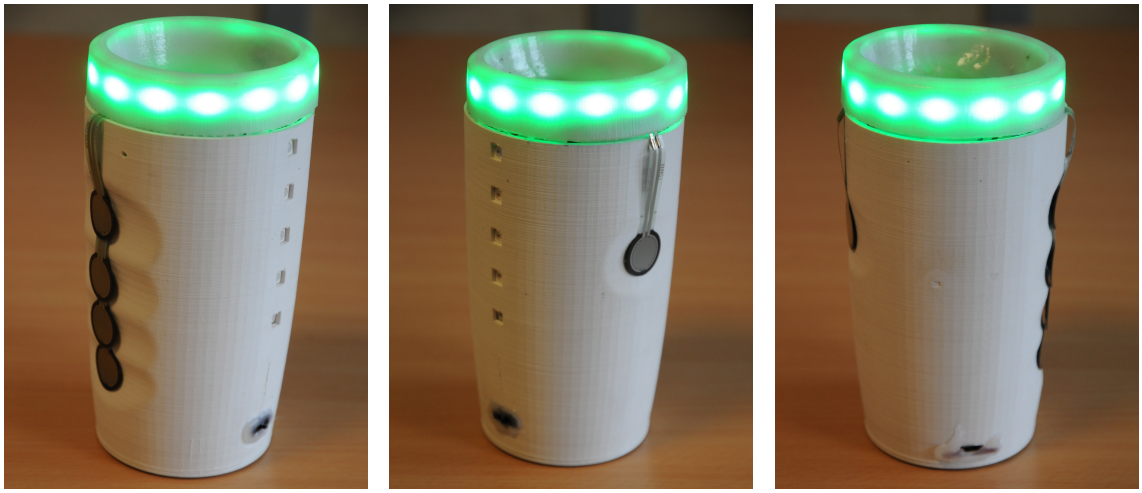


Figure 4.5 – *Positionnement des capteurs de pression sur le verre*

4.6.2 Architecture matérielle

Afin de collecter les informations provenant du capteur de niveau de liquide, de la centrale inertielle, du lecteur NFC et des FSR, nous avons utilisé un RPi-Z en raison du nombre important d'entrées/sorties nécessaires à la collecte de données. Comme pour l'osselet, le manque d'entrées/sorties analogiques nous a conduit à ajouter des convertisseurs analogiques-numériques pour récolter les données provenant du capteur de niveau de liquide. Les données de la centrale inertielle sont collectées par le RPi-Z à l'aide du protocole de communication I2C et les données provenant du lecteur NFC sont collectée à l'aide du protocole SPI (Serial

7. https://www.elechouse.com/elechouse/index.php?main_page=product_info&cPath=90_93&products_id=2242
8. https://www.interlinkelectronics.com/fsr-402

Peripheral Interface). Dans le but de proposer aux patients les retours sensoriels évoqués dans le chapitre précédent, nous avons ajouté des bandeaux de LEDs de la marque NeoPixel[9] ainsi qu'un buzzer[10]. Un bandeau de cinq LEDs permet de visualiser le niveau de liquide (Figure 4.6a) et un bandeau de quatorze LEDs sert à afficher l'orientation (Figure 4.6b). Le RPi-Z ne peut pas délivrer plus d'un ampère alors que chaque LED requiert soixante milliampères pour fonctionner soit 1140 milliampères au total. Un amplificateur d'intensité a donc été ajouté pour chaque bandeau de LEDs afin de leurs fournir un courant minimum d'un ampère. Le buzzer permet de jouer un son lorsque SyMPATHy est posé sur le dessous de verre (Figure 4.6c). Un interrupteur permet également d'allumer et d'éteindre l'appareil.

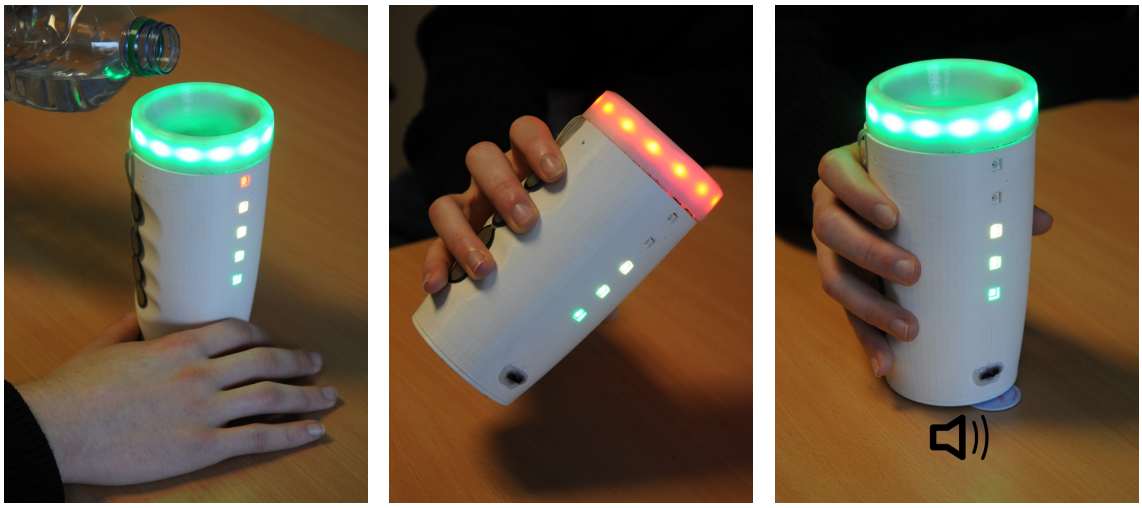
4.6.3 Communication sans fil et économie d'énergie

Afin d'alimenter le verre en énergie, nous avons intégré une batterie de 2500 mAh ainsi qu'un connecteur micro-USB permettant le rechargement filaire. Les données collectées par le verre sont transmises à une application mobile grâce à une liaison Wi-Fi. Nous avons opté pour l'utilisation d'une liaison Wi-Fi plutôt qu'une liaison BLE pour les mêmes raisons que celles évoquées lors de la réalisation de l'osselet (Section 4.2.3). Lors de l'utilisation du verre à domicile, plus longue que lors des exercices effectués pendant les séances de rééducation, les données seront enregistrées localement puis transmises à un ordinateur grâce à une liaison Wi-Fi lors du rechargement de l'appareil. En effet, les retours visuels consomment beaucoup d'énergie. Cette configuration évite un gaspillage énergétique et offre une autonomie accrue. SyMPATHy peut ainsi fonctionner pendant deux heures avec l'affichage visuel, et jusqu'à quatre heures sans retour visuel.

4.7 Conclusion

Ce chapitre a présenté la réalisation technique des objets de rééducation instrumentés présentés dans le chapitre précédent (Chapitre 3). Pour chaque objet, nous avons tout d'abord rappelé son objectif ainsi que les données devant être collectées. Nous avons ensuite présenté les capteurs ainsi que les critères de sélections pour remonter à ces informations. L'architecture matérielle de chaque objet et les critères de sélection des composants à intégrer a été détaillée ainsi que les retours sensoriels ajoutés à SyMPATHy. Enfin, nous avons abordé les problématiques de transfert de données et de consommation d'énergie. Le

9. https://www.adafruit.com/product/1138
10. https://www.adafruit.com/product/1740



(a) (b) (c)

Figure 4.6 – *(a) Les cinq LEDs sont allumées car le verre est rempli, (b) le bandeau de LEDs est coloré en rouge car le verre est trop incliné et (c) un son est joué car le verre est posé sur la cible*

transfert des données s'effectue donc à l'aide d'une liaison BLE ou Wi-Fi vers une application mobile qui sera présentée au chapitre suivant (Chapitre 5) en fonction des contraintes matérielles et physiques de chaque objet.

Chapitre 5

Traitement des données

Sommaire

5.1 Introduction **99**

5.2 Travaux connexes sur la reconnaissance d'activités **99**

5.2.1 Utilisation des capteurs de mouvements des smartphones 100

5.2.2 Utilisation de capteurs de mouvements positionnés sur le corps 100

5.2.3 Discussion 102

5.3 Calcul de l'orientation **104**

5.4 Analyse des tremblements **106**

5.5 Analyse de la tâche *Boire* **107**

5.5.1 Collecte de données 107

5.5.2 Choix des descripteurs 108

5.5.3 Filtrage et segmentation du signal 109

5.5.4 Calcul de la taille des descripteurs 110

5.5.5 Concaténation des descripteurs des capteurs 111

5.5.6 Apprentissage du SVM 111

5.5.7 Étude comparative 111

5.5.8 Conclusion 112

5.6 Analyse de l'extension du coude **113**

5.6.1 Collecte de données 113

5.6.2 Choix des descripteurs 114

5.6.3 Filtrage et segmentation du signal 116

5.6.4 Concaténation des descripteurs 116

5.6.5 Détermination de la meilleure architecture 117

5.6.6 Apprentissage du DNN 118

5.6.7 Étude comparative 118

5.6.8 Conclusion 119

5.7 Analyse d'activité physique journalière **120**

5.7.1 Collecte de données 120

5.7.2 Pré-traitement et apprentissage 121
5.7.3 Étude comparative 121
5.7.4 Conclusion 122
5.8 Conclusion 122

Les travaux présentés dans ce chapitre ont donné lieu à deux publications :

- **Bobin, M.**, Amroun, H., Anastassova, M., Boukallel, M., & Ammi, M. (2018, Août). Smart Cup to Monitor Stroke Patients Activities during Everyday Life. Communication présentée à *iThings, 2018 IEEE 11th International Conference on Internet of Things*. IEEE.
- **Bobin, M.**, Amroun, H., Coquillart, S., Bimbard, F., & Ammi, M. (2017, Octobre). DNN based approach for the assessment of elbow flexion with smart textile sensor. Communication présentée à *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2017 IEEE International Conference on (pp. 2129-2134)*. IEEE.

5.1 Introduction

Les objets présentés au chapitre précédent (Chapitre 4) permettent d'accéder à de nombreuses mesures qui n'étaient jusqu'alors peu voire pas capturées par les professionnels de santé dans leur suivi des patients victimes d'AVC. Afin d'accompagner les professionnels de santé dans leur travail et de compléter leurs observations visuelles, il est indispensable de fournir à ces derniers des informations pertinentes qui soient faciles et rapides à interpréter. Pour répondre à cette problématique, nous avons mis en place plusieurs traitements qui, à partir des données brutes collectées par les objets, permettent de remonter à des informations de haut niveau comme l'orientation des objets, la détection de diverses activités de la vie quotidienne ou encore l'analyse des tremblements.

Dans ce chapitre, nous présentons tout d'abord une revue de littérature sur la reconnaissance d'activités à partir de capteurs de mouvements. Nous abordons ensuite le problème du traitement des données collectées par les objets et nous présentons les méthodes de traitement mises en place. Pour commencer, nous présentons la méthode de calcul qui permet, à partir des données de la centrale inertielle, de calculer l'orientation des objets (Section 5.3) ainsi que la fréquence et l'amplitude des tremblements (Section 5.4). Nous détaillons ensuite la méthode employée pour reconnaître la tâche *Boire* à partir des données de mouvements collectées par la centrale inertielle intégrée dans le verre SyMPATHy (Section 5.5). Nous présentons également la méthode employée pour calculer l'angle de flexion du coude à partir des données brutes du capteur textile (Section 5.6). Enfin, nous exposons la méthode d'analyse d'activité utilisée pour reconnaître différentes actions de la vie quotidiennes comme *S'asseoir*, *Se lever*, *Marcher* ou encore *Monter/Descendre des escaliers* à partir des données de mouvements collectées par la centrale inertielle intégrée dans SyMPATHy (Section 5.7).

5.2 Travaux connexes sur la reconnaissance d'activités

L'analyse de l'activité motrice du corps et la reconnaissance de l'activité avec des capteurs de mouvements ont été largement étudiés dans la littérature. De nombreux travaux de recherche se sont intéressés à la reconnaissance de l'activité humaine telles qu'être immobile, marcher, courir, sauter, boire ou encore monter et descendre les escaliers (Fontana et al., 2014; Isoda et al., 2015; Ishimaru et al., 2014) et notamment pour des patients victimes d'AVC (Edgar et al., 2010; Capela et al., 2015; Dobkin et al., 2011). Deux approches principales ont émergé pour

reconnaître ces activités : (i) l'utilisation des capteurs de mouvements des smartphones et (ii) l'utilisation de capteurs de mouvements positionnés sur le corps.

5.2.1 Utilisation des capteurs de mouvements des smartphones

La première approche consiste à utiliser les données collectées uniquement par un smartphone lors de son utilisation (Su et al., 2014; Anguita et al., 2012; Siirtola and Röning, 2012; Kaghyan and Sarukhanyan, 2012). Il peut être dans la poche ou dans la main (Ghosh and Riccardi, 2014; Yang, 2009; Lau et al., 2010) (Figure 5.1). Par exemple, Kose et al. (2012) ont montré des performances prometteuses d'environ 92% pour reconnaître en temps réel quand le sujet marche, court, s'assoit et se lève à l'aide d'un algorithme des k plus proches voisins. D'autres ont utilisé un modèle de Markov caché (Hidden Markov Model - HMM) avec les données d'accélération d'un smartphone pour reconnaître les activités humaines comme être assis, marcher ou dormir (Lee and Cho, 2011; Niu and Abdel-Mottaleb, 2005; Hu et al., 2009). Par exemple, Xie and Wu (2012) ont obtenu un taux de reconnaissance de 72.2% à l'aide d'un accéléromètre intégré à un smartphone. Les réseaux de neurones ont aussi été largement utilisés en raison de leurs excellentes performances (Zeng et al., 2014) et en particulier les réseaux de neurones profonds (Deep Neural Network - DNN) (Hayashi et al., 2015). En effet, il est possible d'atteindre des performances de reconnaissance proche de 95% avec un smartphone pour des activités comme marcher, monter, descendre les escaliers, s'allonger ou encore marcher (Ronao and Cho, 2016). Bien que l'utilisation d'un smartphone pour reconnaître diverses activités soit intéressante, le suivi d'activité devient impossible lorsque le smartphone est posé sur une table et n'accompagne plus l'utilisateur.

5.2.2 Utilisation de capteurs de mouvements positionnés sur le corps

La seconde approche utilise des capteurs de mouvements positionnés sur le corps et permet de répondre à cette limitation puisque les capteurs accompagnent constamment les utilisateurs (Ravi et al., 2005; Parkka et al., 2006; Forster et al., 2010). De nombreuses recherches ont utilisé les données collectées par ces capteurs, principalement des accéléromètres, pour reconnaître des activités comme boire, marcher, s'assoir, courir ou passer l'aspirateur (Gupta and Dallas, 2014; Zappi et al., 2008; Ganti et al., 2006; Sarcevic et al., 2015). Certains ont utilisé un seul dispositif portable (Figure 5.2). À titre d'exemple, Thomaz et al. (2015) ont utilisé un accéléromètre placé sur le poignet pour

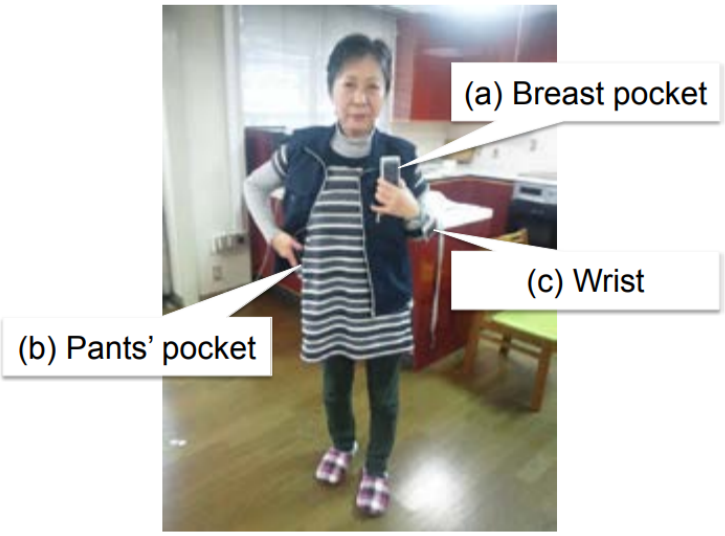
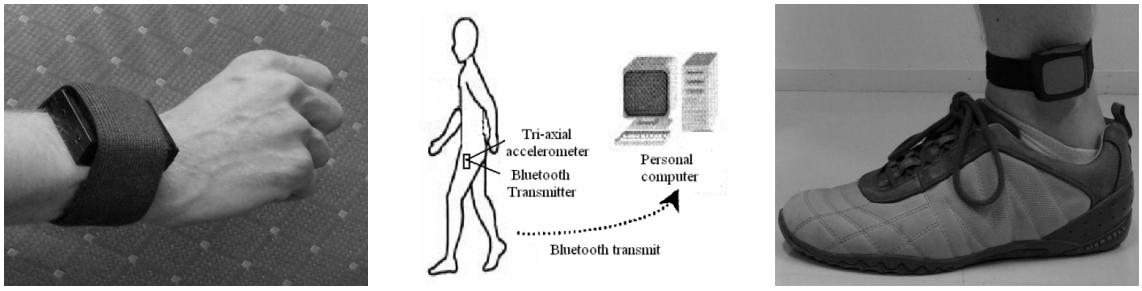


Figure 5.1 – *Exemples de placement du smartphone pour surveiller l'activité motrice (Ouchi and Doi, 2013)*

reconnaître l'utilisation d'ustensiles ou des mains pour manger avec un taux de reconnaissance satisfaisant (75%). Ces résultats ont été confirmés par Zhang et al. (2009) qui ont atteint un taux de reconnaissance de 87%.

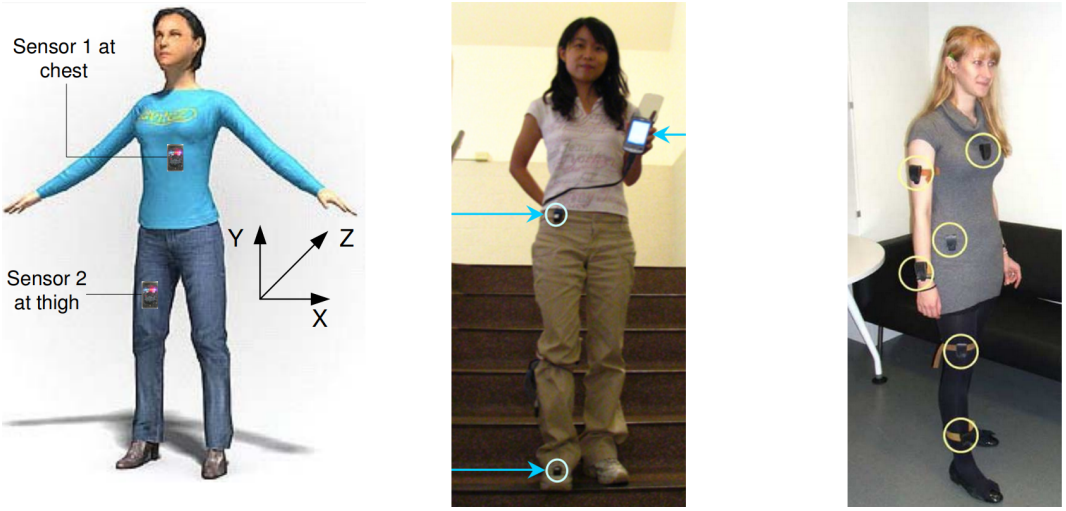


(a) **(b)** **(c)**

Figure 5.2 – *Exemples de plates-formes avec un seul capteur positionné : (a) le poignet (Koskimaki et al., 2009), (b) sur les hanches (He and Jin, 2008) et (c) sur la cheville (Pärkkä et al., 2010)*

D'autres travaux ont fusionné les données provenant de plusieurs appareils (Figure 5.3). Par exemple, Bao and Intille (2004) ont placé cinq accéléromètres bi-axiaux sur une vingtaine de sujets et ont obtenu un taux de reconnaissance de 88.67% avec un arbre de décision. Ils ont également comparé ces résultats aux performances obtenues avec une table de décision et une classification naïve bayésienne et ont montré que l'arbre de décision offre les meilleures performances de reconnaissance. D'autre part, He and Jin (2009) ont combiné une machine à vecteur de support (Support Vector Machine - SVM) avec la DCT et ont obtenu un taux de reconnaissance de 97.51% lors de la classification de quatre activités (courir, être immobile, sauter et marcher). Avec la même

méthode, Sun et al. (2010) ont obtenu un taux de reconnaissance moyen de 93.2%. L'algorithme des k plus proches voisins a aussi été utilisé avec des données provenant de capteurs positionnés sur le poignet, le cou et les hanches (Pirttikangas et al., 2006). Les résultats montrent un taux de reconnaissance de 90.61%. Enfin, les réseaux de neurones montrent de très bonnes performances lors de la reconnaissance d'activités (Hammerla et al., 2016; Casale et al., 2011) et notamment avec un DNN (Zebin et al., 2016; Zhang et al., 2015). Cependant, il est nécessaire de placer un ou plusieurs capteurs sur le corps, ce qui peut entrainer un rejet de la technologie chez des patients âgés et atteints de troubles moteurs liés à un AVC.



(a) (b) (c)

Figure 5.3 – *Exemples de plates-formes multi-capteurs : (a) et (b) avec deux capteurs (Yang et al., 2010; Zhu and Sheng, 2009) et (c) avec six capteurs (Atallah et al., 2011)*

Par ailleurs, Junker et al. (2008) ont utilisé un HMM afin de reconnaître la tâche *Boire* à partir d'un signal continu de plusieurs évènements (Figure 5.4). De même, Amft et al. (2005) ont utilisé plusieurs accéléromètres et un HMM pour reconnaître les différents gestes réalisés par le bras lors de l'exécution de la tâche *Boire* pendant un repas. Ils ont obtenu une précision de reconnaissance de 87% en utilisant les données continues provenant des capteurs.

5.2.3 Discussion

L'utilisation de smartphone pour reconnaître les activités humaines a montré son efficacité à deux nombreuses reprises. Cependant, il devient impossible de surveiller l'activité des personnes lorsque le smartphone n'est pas en leur possession. Afin de pallier ce problème, des capteurs de mouvements ont été positionnés directement sur le corps. Néanmoins, il est nécessaire de positionner correctement les capteurs et d'annoter leur placement, ce qui rend leur utilisation

Figure 5.4 – *Exemple de reconnaissance de la tâche Boire avec des capteurs positionnés sur le corps (Junker et al., 2008)*

peu adaptée pour le suivi des patients victimes d'AVC atteints d'hémiparésie, notamment dans une perspective de suivi à domicile. Certaines recherches se sont donc intéressées à l'utilisation de capteurs de mouvements intégrés dans des objets de la vie quotidienne. Par exemple, Wang et al. (2005) ont positionné un accéléromètre directement sur un verre afin de détecter lorsque l'utilisateur boit. Après avoir collecté des données auprès de quatre participants et avoir entraîné un arbre de décision, un perceptron multi-couches (Multi-Layer Perceptron - MLP) et une SVM, les résultats indiquent que le SVM offre le meilleur compris entre performances de reconnaissance (90%) et identification de nouvelles actions inconnues avec capacité de généralisation. Enfin, le temps de calcul et l'espace mémoire requis pour reconnaître une ou plusieurs activités avec les méthodes présentées précédemment sont parfois importants. En effet, beaucoup de travaux sur la reconnaissance d'activité ont développé diverses techniques pour améliorer le taux de reconnaissance des activités mais très peu ont cherché à optimiser les paramètres d'entrée des algorithmes (Da Silva and Galeazzo, 2013).

Afin de reconnaître la tâche *Boire*, nous allons adopter une méthode d'apprentissage automatique qui se base sur les données de mouvements collectées par le verre SyMPATHy et l'utilisation d'un SVM qui s'inspire des travaux existants (Wang et al., 2005) en se concentrant sur l'optimisation des paramètres d'entrés de cet algorithme. Nous allons également mener une étude comparative visant à comparer les performances de ce modèle à celles d'un MLP. Pour analyser la *flexion du coude*, nous allons adopter une méthode d'apprentissage automatique basée sur un DNN. Nous mènerons également une étude comparative visant à comparer les performances de ce modèle à celles d'un SVM, d'un arbre de décision et d'une classification naïve bayésienne. Enfin, en s'inspirant des résultats obtenus pour la reconnaissance de la tâche *Boire*, nous adopterons une méthode d'apprentissage automatique similaire utilisant les données collectées par SyMPATHy et un SVM afin de reconnaître différentes activités élémentaires comme *S'asseoir*, *Se lever*, *Marcher* ou encore *Monter/Descendre les escaliers*. Cette approche est une première étape dans la

surveillance de l'indépendance des patients à domicile à l'aide d'objets de la vie quotidienne.

Les travaux présentés dans la suite de ce chapitre n'ont pas pour vocation de comparer l'ensemble des techniques d'apprentissage mais se basent sur des techniques populaires qui présentent de bons résultats. Ils s'appuient également sur les travaux réalisés par Hamdi Amroun lors de sa thèse "Modèles statistiques avancés pour la reconnaissance de l'activité physique en utilisant un réseau d'objets connectés dans un environnement non contrôlé".

5.3 Calcul de l'orientation

Afin de calculer l'orientation d'un objet, nous avons utilisé la librairie RTIMULib [1] développée par richards-tech. Cette librairie nous a permis : (i) de collecter les données brutes de la centrale inertielle (trois valeurs sur les axes X, Y et Z de l'accélération, trois valeurs de vitesses angulaires et trois valeurs du champ magnétique), (ii) de conditionner les signaux à l'aide d'un filtre passe-bas et (iii) d'y appliquer un algorithme de fusion afin d'obtenir l'orientation précise et absolue de l'objet dans l'espace. Après avoir procédé à plusieurs essais, nous avons fixé les fréquences de coupure des filtres passe-bas à 20Hz pour le gyroscope et 21Hz pour l'accéléromètre afin de supprimer un maximum de bruit sans dénaturer le signal. Ensuite, nous avons calculé l'orientation de l'objet à l'aide d'un algorithme de fusion appelé *Real-Time Quaternion Filter* (RTQF). RTQF est une version épurée d'un filtre de Kalman qui évite d'utiliser des opérations matricielles lourdes qui demandent beaucoup de puissance de calcul telle que les inversions de matrices. La différence de performance est négligeable sur un Raspberry Pi mais peut avoir un impact important sur les processeurs moins puissants tels que les processeurs Arduino. L'algorithme RTQF utilise les données du gyroscope ainsi que l'intervalle de temps entre les données afin d'extrapoler linéairement l'orientation de la centrale inertielle, dite orientation prédite, à partir de l'orientation précédente. Afin de conserver une prédiction la plus précise possible, l'accéléromètre et le magnétomètre fournissent une référence absolue : le roulis et le tangage pour l'accéléromètre et le lacet pour le magnétomètre. Deux quaternions sont calculés à chaque nouvelle donnée brute acquise : un quaternion qui réalise une prédiction à partir des données du gyroscope et un quaternion de référence par rapport au sol mesuré à partir des données de l'accéléromètre et du magnétomètre. Le quaternion prédit est stable mais sujet aux dérives tandis que le quaternion mesuré s'avère moins stable mais n'est pas sujet aux dérives. Nous avons donc utilisé une technique d'interpolation, appelée *Spherical Linear Interpolation* (Slerp), pour trouver un quaternion intermédiaire

1. https://github.com/RTIMULib

entre le quaternion prédit et le quaternion mesuré afin de minimiser les erreurs de prédiction et de mesure. Slerp utilise un coefficient de puissance compris entre 0 et 1 permettant de contrôler vers lequel du quaternion prédit ou du quaternion mesuré, le quaternion résultant va tendre. Si le coefficient de puissance est à 0, le quaternion mesuré est ignoré et seul le gyroscope est utilisé. Si le coefficient de puissance est à 1, le quaternion prédit est ignoré et seul le quaternion mesuré à partir des données de l'accéléromètre et du magnétomètre est utilisé. Après plusieurs essais, nous avons fixé le coefficient de puissance à une valeur de 0.02 qui nous permettait d'atteindre la meilleure précision. Le gyroscope est donc principalement utilisé pour calculer l'orientation de la centrale inertielle bien que le quaternion prédit est corrigé par 1/50ème de la différence entre le quaternion prédit et le quaternion mesuré. De plus, si l'accéléromètre ou le gyroscope excède la valeur maximale qu'il peut détecter lors d'un mouvement brusque, l'algorithme RTQF ne prendra que quelques secondes pour combler l'écart entre le quaternion prédit et le quaternion mesuré. Fixer la valeur du coefficient de puissance requiert un compromis entre la suppression du bruit de mesure et le temps nécessaire à combler cet écart. Le quaternion intermédiaire calculé à l'aide de la technique Slerp correspond donc au quaternion représentant l'orientation des objets dans l'espace.

À partir de ce quaternion, la couleur des LEDs intégrées au verre SyMPATHy (vert, jaune, orange et rouge) est générée afin de fournir aux patients le retour visuel correspondant à l'inclinaison du verre. En effet, la couleur des LEDs est fonction de l'angle entre l'axe d'inclinaison du verre et l'axe vertical défini par le vecteur vertical $v_{vertical}$ (Équation 5.1) dans le repère au sol. Cet angle correspond à l'angle Φ des coordonnées sphériques. À partir du quaternion représentant l'orientation de la centrale inertielle $v_{quaternion}$ (Équation 5.2), la matrice de rotation M_{rot} équivalente est générée (Équation 5.3) et permet de transformer un vecteur exprimé dans le référentiel au sol en un vecteur exprimé dans le référentiel de la centrale inertielle. Le vecteur $v_{rotated}$ résultant de la rotation de $v_{vertical}$ par M_{rot} est alors calculé (Équation 5.4). Enfin, l'angle d'inclinaison θ est inféré à partir du produit scalaire entre $v_{rotated}$ et $v_{vertical}$ (Équation 5.5).

$$v_{vertical} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \tag{5.1}$$

$$v_{quatertion} = \begin{bmatrix} qx \\ qy \\ qz \\ qw \end{bmatrix} \tag{5.2}$$

$$M_{rot} = \begin{bmatrix} 1-2(qy^2-qz^2) & 2(qx.qy-qw.qz) & 2(qx.qz+qw.qy) & 0 \\ 2(qx.qy+qw.qz) & 1-2(qx^2-qz^2) & 2(qy.qz-qw.qx) & 0 \\ 2(qx.qz-qw.qy) & 2(qy.qz+qw.qx) & 1-2(qx^2-qy^2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.3}$$

$$v_{rotated} = M_{rot} * v_{vertical} \tag{5.4}$$

$$\theta = v_{rotated} \cdot v_{vertical} \tag{5.5}$$

5.4 Analyse des tremblements

L'analyse des tremblements utilise les données de la centrale inertielle intégrée dans les objets et s'effectue lorsque la phase de manipulation de l'objet est terminée. Nous avons conservé les filtres passe-bas dont les caractéristiques ont été décrites dans la section précédente (fréquence de coupure de 20Hz pour le gyroscope et de 21Hz pour l'accéléromètre). En effet, la littérature indique que la fréquence des tremblements résultant d'un AVC a été identifiée autour d'une fréquence inférieure à 5Hz (Smaga, 2003). Ces filtres, dimensionnés à ces fréquences, permettent de supprimer le bruit haute fréquence tout en conservant les informations basses fréquences nécessaires à la détection des tremblements. Notre analyse des tremblements utilise les outils d'analyse spectrale fournis par la librairie FFTW [2] : la Transformé de Fourier Rapide (FFT - Fast Fourier Transform) et la Densité Spectrale de Puissance (DSP).

Tout d'abord, afin de passer du domaine temporel au domaine fréquentiel pour chaque axe de l'accéléromètre et du gyroscope, nous avons utilisé un algorithme appelé FFT qui calcule la Transformée de Fourier Discrète (DFT - Discrete Fourier Transform) du signal. L'algorithme de la FFT s'exécute rapidement en factorisant la matrice de la DFT en un produit de facteurs généralement nuls. Par conséquent, l'algorithme parvient à réduire la complexité du calcul de la DFT de $\mathrm{O}(n^2)$ à $\mathrm{O}(n\log(n))$ pour un signal de taille n. Le calcul des coefficients X_k de la FFT d'une séquence x_n de longueur N se base sur l'algorithme de Cooley-Tukey et est décrit par l'équation 5.6.

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi\frac{k}{N}n}, k = [\![0\ ;\ N-1]\!] \tag{5.6}$$

Une fois dans le domaine fréquentiel, nous avons calculé la DSP pour chacun des axes de l'accéléromètre et du gyroscope afin de représenter la répartition

2. http://fftw.org

fréquentielle de la puissance du signal en fonction des fréquences qui le composent (Stoica, 1997; Stoica et al., 2005). Le calcul des coefficients P_k de la DSP d'un signal x_n est décrite par l'équation 5.7.

$$P_k = \frac{1}{N}\left|\sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi\frac{k}{N}n}\right|^2, k = [\![0\ ;\ N-1]\!] \tag{5.7a}$$

$$\Leftrightarrow P_k = \frac{1}{N}\left|X_k\right|^2, k = [\![0\ ;\ N-1]\!] \tag{5.7b}$$

Nous avons enfin recherché la valeur maximale de la DSP qui correspond à la fréquence fondamentale du signal. La classification de ces tremblements en tant que tremblements liés à l'AVC est laissée à l'appréciation et au jugement des professionnels de santé sur la base des informations de fréquence et d'amplitude calculées.

5.5 Analyse de la tâche *Boire*

Afin de détecter l'activité conduisant le patient à boire avec SyMPATHy, nous avons adapté une méthode d'apprentissage basée sur une machine à vecteur de support (SVM) qui utilise les données collectées par la centrale inertielle. Nous avons également mis l'accent sur l'optimisation des paramètres d'entrées de ce SVM. Nous avons opté pour une machine à vecteur de support en raison de ses bonnes performances dans de nombreux domaines comme la reconnaissance de texte (Colas and Brazdil, 2006), la reconnaissance d'images (KIM[1] et al., 2012) ou encore la reconnaissance d'activités à partir de données de mouvement (Avci et al., 2010; He et al., 2008). De plus, Wang et al. (2005) a montré d'une part que l'utilisation d'un SVM était efficace pour reconnaître la tâche *Boire* avec un capteur de mouvement placé sur un verre et d'autre part que les machines à vecteur de support ont une forte capacité de généralisation avec cette activité. Nous avons donc adapté cette méthode d'apprentissage au cas de la détection de la tâche *Boire* à partir de données de mouvements.

5.5.1 Collecte de données

Quinze participants, deux femmes et treize hommes, ont été impliqués dans le processus de collecte de données. Les participants étaient âgés de 22 à 29 ans ($\mu = 25.6$, $\sigma = 1.9$) et n'ont jamais été victimes d'AVC. Nous avons choisi d'impliquer des sujets sains pour démontrer la faisabilité de la reconnaissance d'activité auprès des professionnels de santé dans le but d'éviter un rejet de la technologie (Anastassova

et al., 2007). Les participants ont été invités à effectuer le geste de boire puis à reposer le verre pendant dix minutes sans interruption (Figure 5.5).

Figure 5.5 – *Participant lors de la collecte de données de la tâche Boire*

Les données de la centrale inertielle ont été collectées à une fréquence d'échantillonnage de 30Hz. Nous avons ensuite adopté la méthode d'analyse qui suit les étapes suivantes :

1. Choix des descripteurs
2. Filtrage et segmentation du signal
3. Calcul de la taille des descripteurs
4. Concaténation des descripteurs
5. Apprentissage du SVM
6. Étude comparative

5.5.2 Choix des descripteurs

Avant d'appliquer un algorithme d'apprentissage, les données doivent être compressées. La compression de données consiste à trouver des points caractéristiques représentant le signal étudié. Ces points caractéristiques, appelé *descripteurs*, agissent comme une empreinte digitale pour caractériser le signal.

La transformée en cosinus discrète (Discrete Cosine Transform - *DCT*) a été utilisée comme descripteur (de S. Matos et al., 2008) et plus précisément le DCT-

II (Équation 5.8). Nous avons choisi d'utiliser la DCT car elle permet de passer d'une représentation temporelle à une représentation fréquentielle en regroupant l'information sur très peu de coefficients à basse fréquence. L'explication détaillée de ce choix est présentée dans l'annexe C.1.1.

La DCT $X_k, k = [\![0\ ;\ N-1$ d'un échantillon $x_n, n = [\![0\ ;\ N-1]\!]$ s'écrit :

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cos\left[\frac{\pi}{N}\left(n+\frac{1}{2}\right)k\right]\!] \tag{5.8}$$

5.5.3 Filtrage et segmentation du signal

Les signaux bruts enregistrés par la centrale inertielle étant bruités, un filtre passe-bas a été dimensionné pour réduire l'empreinte du bruit sur ces signaux (Annexe C.1.2). Ces signaux non-homogènes ont ensuite été découpés en portions régulières et égales appelées fenêtre de coupe (Figure 5.6) afin d'éviter un sur-apprentissage, autrement dit un apprentissage par cœur des données et donc une généralisation inexacte.

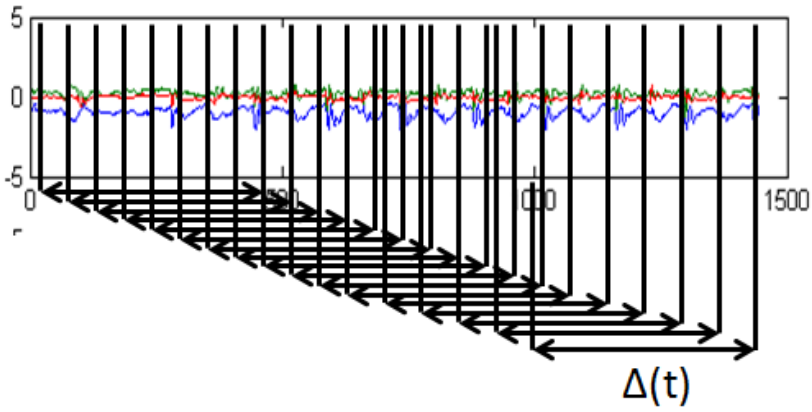


Figure 5.6 – *Découpage du signal en portions régulières et égales*

Afin de déterminer la taille de la fenêtre de coupe offrant les meilleurs résultats, trois tailles, notées Δt, ont été étudiées, sans chevauchement et avec un chevauchement de 50% : 128 points de mesure (1,06 secondes), 256 points de mesure (2,13 secondes) et 512 points de mesure (4,26 secondes). À partir de ce premier découpage, les descripteurs de chaque fenêtre de coupe ont été calculés en utilisant la DCT. La taille des descripteurs obtenus est donc de 128, 256 et 512 points de mesure pour chaque axe X, Y et Z de chaque capteur. Les descripteurs des trois axes X, Y et Z de chaque capteur ont ensuite été concaténés afin de calculer les performances issues du processus de classification.

Les résultats détaillés sont présentés dans l'annexe C.1.3 au tableau C.1 et montrent que les meilleures performances de reconnaissance sont obtenues avec une taille de fenêtre de coupe de 512 points avec chevauchement pour chacun des trois capteurs. Les performances de reconnaissance pour l'accéléromètre, le gyroscope et le magnétomètre sont respectivement de 93.37%, 85.49% et 82.86%.

5.5.4 Calcul de la taille des descripteurs

Bien que les performances de reconnaissance obtenues avec des descripteurs de taille 512 soient satisfaisantes, il est intéressant d'étudier les performances de reconnaissance obtenues avec des descripteurs de tailles inférieures afin de trouver le meilleur compromis entre temps de calcul et performances de reconnaissance.

Afin de réduire au maximum le temps de calcul tout en conservant des performances de reconnaissance satisfaisantes, sept tailles de descripteurs $\Delta(e)$ (2, 4, 8, 16, 32, 48, 64) ont été étudiées (Figure 5.7).

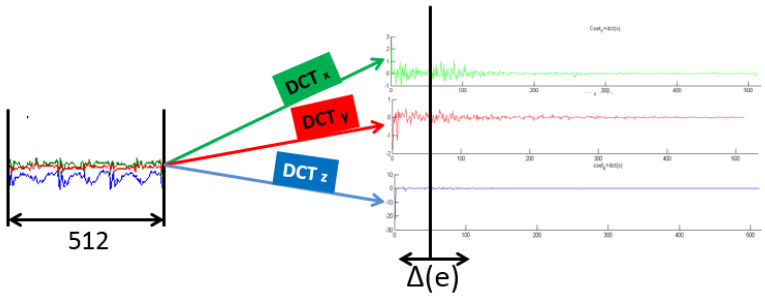


Figure 5.7 – *Taille du descripteur $\Delta(e)$ pour chaque axe des trois capteurs (accéléromètre, gyroscope et magnétomètre)*

Les descripteurs de taille $\Delta(e)$ des axes X, Y et Z de chaque capteur ont ainsi été calculés puis concaténés pour former des descripteurs de taille 6, 12, 24, 48, 96, 144 et 192. Ces descripteurs ont été utilisés pour calculer les performances de reconnaissance avec l'accéléromètre, le gyroscope et le magnétomètre. Les résultats détaillés sont présentés dans l'annexe C.1.4 au tableau C.2 et montrent qu'un descripteur de taille 96 donne de meilleures performances de reconnaissance pour les signaux de l'accéléromètre (92.87%) et du magnétomètre (83.85%). En revanche, un descripteur de taille 144 donne de meilleures performances de reconnaissance pour le gyroscope (84.05%). Ces paramètres seront utilisés par la suite pour les trois capteurs.

On remarque que les performances moyennes de reconnaissance obtenues avec des descripteurs de taille 96 pour l'accéléromètre et le magnétomètre et de 144 pour le gyroscope (86.9%) sont quasiment identiques aux performances de reconnaissances obtenues avec des descripteurs quatre à cinq fois plus grands (87.2%). Les descripteurs de taille 96 et 144 ont donc été conservés dans la suite

de ces travaux.

5.5.5 Concaténation des descripteurs des capteurs

Les descripteurs de deux capteurs parmi les trois (accéléromètre et gyroscope, accéléromètre et magnétomètre, gyroscope et magnétomètre) ont ensuite été concaténés ainsi que les descripteurs des trois capteurs et les performances de reconnaissance ont été recalculées. Les résultats de ces concaténations, présentés dans l'annexe C.1.5 au tableau C.3, indiquent que la concaténation des descripteurs des trois capteurs permet d'obtenir les meilleures performances de reconnaissance atteignant un taux de reconnaissance de 96.98% pour la tâche *Boire*.

5.5.6 Apprentissage du SVM

Les descripteurs de chaque axe (X, Y, Z) de chaque capteur ont donc été concaténés puis stockés dans une base de données utilisée pour l'étape d'apprentissage du SVM. Au cours du processus d'apprentissage, l'ensemble des données a été divisé en un ensemble d'apprentissage et un ensemble de tests en proportion 90%-10%. La phase d'apprentissage a été réalisée par la méthode de validation croisée et répétée dix fois.

5.5.7 Étude comparative

Dans le but d'étudier l'efficacité du modèle SVM développé précédemment, nous avons mené une étude visant à comparer les performances de reconnaissance obtenues avec le modèle SVM avec celles obtenues avec un modèle appelé Perceptron Multi-Couches (MLP). Nous avons opté pour l'utilisation d'un modèle MLP qui est un modèle de référence dans le domaine de la reconnaissance d'activités (Gardner and Dorling, 1998). Le modèle MLP a en effet montré de bonnes performances pour la reconnaissances de diverses activités comme s'asseoir, marcher ou monter et descendre les escaliers(Kwapisz et al., 2011; Alsheikh et al., 2016). Nous avons donc adapté cette méthode d'apprentissage au cas de la détection de la tâche *Boire* à partir de données de mouvements.

1. Réduction de la taille des données

Les résultats précédents montrent que les meilleures performances sont obtenues avec des descripteurs de dimensions égales à 96 pour l'accéléromètre et le magnétomètre et 144 pour le gyroscope. Cependant, les dimensions de ces descripteurs sont très élevées pour l'estimation des paramètres d'un MLP. Afin de

réduire les dimensions des paramètres d'entrée du MLP, nous avons utilisé l'analyse en composantes principales (ACP). L'ACP permet de transformer des variables corrélées en nouvelles variables décorrélées les unes des autres. Le nombre de variables est donc réduit et l'information est moins redondante. En se basant sur la méthode de "Spot-Checking" qui consiste à procéder aléatoirement au choix des dimensions jusqu'à trouver la configuration optimale, nous avons opté pour l'étude des performances de reconnaissances du MLP en fonction de trois tailles de descripteurs pour chaque capteur : 20, 5 et 2.

2. Configuration du MLP

Afin d'obtenir les meilleures performances de reconnaissance, il est nécessaire de déterminer la combinaison optimale entre la taille des descripteurs en entrée du MLP et le nombre de neurones dans la couche cachée. Les performances de reconnaissance ont donc été calculées pour les trois tailles de descripteurs (20, 5 et 2) et pour un nombre de neurones dans la couche cachée allant de 1 à 49.

Les résultats, détaillés dans l'annexe C.1.6, montrent que la configuration optimale pour l'accéléromètre est de trois neurones dans la couche cachée et un descripteur de dimension 5 ce qui permet d'atteindre un taux de reconnaissance de 85.66% (Tableau C.4). Cependant, la configuration optimale pour le gyroscope et le magnétomètre est seulement d'un neurone dans la couche cachée et un descripteur de dimension cinq. Cette configuration permet d'atteindre un taux de reconnaissance de 78.32% pour le gyroscope (Tableau C.5) et de 72.29% pour le magnétomètre (Tableau C.6). Les résultats pour le nombre de neurones variant de 13 à 47 ne sont pas affichés car ils sont similaires aux résultats présentés pour un nombre de neurones fixé à 49.

Les performances de reconnaissance obtenues avec le MLP en concaténant les trois axes de chaque capteur étant inférieures à celles obtenues avec le SVM dans les mêmes conditions, nous n'avons pas jugé nécessaire de poursuivre cette étude en comparant les performances de classification une fois les descripteurs des trois capteurs concaténés.

5.5.8 Conclusion

Après avoir extrait un signal périodique non-bruité, les signaux ont été découpés en portions égales et stables à l'aide d'une fenêtre de coupe. La taille de cette fenêtre de coupe a été fixée à 512 points et nous avons montré qu'un chevauchement de 50% permet d'obtenir les meilleures performances de reconnaissance pour chaque capteur (accéléromètre, gyroscope et magnétomètre). En concaténant les descripteurs des trois axes de chaque capteur, les meilleures performances de reconnaissance ont été obtenue avec un

descripteur de taille 96 pour l'accéléromètre (92.87%) et le magnétomètre (83.85%) et de taille 144 pour le gyroscope (84.05%). Enfin, la concaténation des descripteurs de chaque capteur a permis d'améliorer à nouveau les performances de reconnaissance en atteignant 96.98% pour la tâche *Boire*.

Une étude comparative a été menée afin de confronter les performances du SVM à celles du MLP. Le nombre de neurones dans la couche cachée pour chaque capteur ainsi que la dimension des descripteurs ont été judicieusement choisis pour atteindre les meilleures performances de reconnaissance possibles. La configuration optimale pour l'accéléromètre est de trois neurones dans la couche cachée et un descripteur de dimension cinq tandis que la configuration optimale pour le gyroscope et la magnétomètre est seulement d'un neurone dans la couche cachée et un descripteur de dimension cinq. Les performances de reconnaissance obtenues sont de 85.66% pour l'accéléromètre, de 78.32% pour le gyroscope et de 72.29% pour le magnétomètre. Ces performances montrent que le modèle MLP est beaucoup moins efficace que le modèle SVM pour reconnaître la tâche *Boire*.

5.6 Analyse de l'extension du coude

Afin de mesurer la flexion du coude lors de la saisie et de la manipulation d'un objet avec le vêtement instrumenté d'un capteur textile, nous avons adopté une méthode de traitement et d'apprentissage automatique à partir de la résistance électrique du capteur textile. Cette méthode, combinant apprentissage automatique et capteur textile, permet de pallier les problèmes de bruit, d'hytérésis et de variation de corpulence de l'utilisateur contrairement aux travaux existants présentés dans la revue de littérature (Section 2.3.2.2.).

Nous avons opté pour l'utilisation d'un réseau de neurones profond (Deep Neural Network - DNN) car les réseaux de neurones ont montré leur efficacité pour reconnaître de nombreuses activités humaines (Hayashi et al., 2015; Ronao and Cho, 2016; Zebin et al., 2016; Hammerla et al., 2016; Casale et al., 2011). Nous avons donc adapté cette méthode d'apprentissage au cas de la mesure d'angles à partir de données de mouvements.

5.6.1 Collecte de données

Dix participants ont été invités à effectuer cinq activités en portant le vêtement instrumenté. Les activités consistent à plier le bras pour atteindre les configurations suivantes : (i) 0 ° (Figure 5.8a), (ii) 90 ° (Figure 5.8b), (iii) angle de flexion maximal (Figure 5.8c), (iv) 90 ° (Figure 5.8b) et (v) 0 ° (Figure 5.8a). Chaque activité comprend la transition vers la suivante. Les cinq activités sont

(a) (b) (c)

Figure 5.8 – *Différentes configurations du bras lors de la collecte de données : (a) bras tendu, (b) bras plié à 90° et (c) bras plié à angle maximum*

annotées comme suit :

(1) *0_90* : 20 sec à 0° et transition vers 90°
(2) *90_max* : 20 sec à 90° et transition vers l'angle maximal
(3) *max_90* : 20 sec à l'angle maximal et transition vers 90°
(4) *90_0* : 20 sec à 90° et transition vers 0°
(5) *0_0* : 20 sec à 0°

La séquence des cinq activités a été réalisée trois fois par chaque participant devant une Kinect. La Kinect permet de mesurer précisément l'angle de flexion du coude et sera utilisée comme référence. L'enregistrement des données a été réalisé à une fréquence d'échantillonnage de 30Hz via Wi-Fi. Nous avons adopté la méthode d'analyse qui suit les étapes suivantes :

1. Choix des descripteurs
2. Filtrage et segmentation du signal
3. Concaténation des descripteurs
4. Détermination de la meilleure architecture
5. Apprentissage du DNN
6. Étude comparative

5.6.2 Choix des descripteurs

Contrairement à la détection de la tâche *Boire* où l'utilisation de la DCT comme descripteur était suffisante pour atteindre de bonnes performances, nous avons opté pour la concaténation de plusieurs descripteurs ayant déjà montré leur efficacité pour reconnaître différentes activités humaines (Amroun et al., 2016; Sarcevic et al., 2015; Bao and Intille, 2004; Bersch et al., 2014).

- Tout d'abord, la DCT-II (Équation 5.9) a été utilisée comme descripteur pour les mêmes raisons que pour la reconnaissance de la tâche *Boire* . En effet, la DCT-II permet en effet de passer d'une représentation temporelle à

une représentation temporelle en regroupant l'information sur très peu de coefficients à basse fréquence. La DCT $X_k, k = [\![0\ ;\ N-1]\!]$ d'un échantillon $x_n, n = [\![0\ ;\ N-1]\!]$ s'écrit :

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cos\left[\frac{\pi}{N}\left(n + \frac{1}{2}\right)k\right] \tag{5.9}$$

- De plus, la somme des valeurs absolues des composantes de la FFT (Équation 5.10) a été utilisée comme descripteur car elle représente l'énergie totale du signal étudié. La somme S des valeurs absolues des composantes C_i de la FFT du signal étudié s'écrit :

$$S = \sum_{i=1}^{M} |C_i|^2 \tag{5.10}$$

- Par ailleurs, nous avons opté pour l'utilisation de l'entropie dans le domaine fréquentiel (Équation 5.11) en tant que descripteur. En effet, l'entropie dans le domaine fréquentiel représente la complexité du signal étudié. L'entropie E est calculée à partir de la fonction de densité de probabilité $p(i)$ (Équation 5.12) où C_i est le $i^{\text{ème}}$ composant normalisé de la FFT du signal étudié.

$$E = \sum_{i=1}^{N} p(i) log(p(i)) \tag{5.11}$$

$$p(i) = \frac{|C_i|^2}{\sum_{i=1}^{N} |C_i^2|} \tag{5.12}$$

- Nous avons également utilisé les métriques nommées *Signal Vector Magnitude* (SMV pour éviter la confusion avec Support Vector Machine) et *Differential Signal Vector Magnitude* (DSMV). La SMV indique le degré d'intensité du mouvement (Équation 5.13) tandis que la DSMV est similaire à une norme et correspond à la variation de l'intensité de mouvement (Équation 5.14).
  Le SMV d'un signal x_i s'écrit :

$$SMV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} \sqrt{x_i^2} \tag{5.13}$$

  Le DSMV de ce même signal s'écrit :

$$DSMV = \frac{1}{t}\left(\int_0^t \left|\sum \text{SMV'}\right| dt\right) \tag{5.14}$$

- La moyenne quadratique (Root Mean Square - RMS) a aussi été utilisée comme descripteur (Équation 5.15). Elle représente la magnitude du signal étudié. La RMS d'un signal x_i s'écrit :

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N} x_i^2}{N}} \tag{5.15}$$

- Enfin, le coefficient de corrélation R a aussi été utilisé comme descripteur car il représente l'intensité de la relation entre deux variables x et y. Le coefficient de corrélation R des variables x et y s'écrit :

$$R(x, y) = \frac{cov(x, y)}{\sigma_x \sigma_y} \tag{5.16}$$

où cov(x,y) est la covariance entre les deux variables et σ est l'écart-type des composantes de la variable correspondante.

5.6.3 Filtrage et segmentation du signal

Les signaux bruts enregistrés par le capteur textile étant bruités, un filtre passe-bas a été dimensionné comme dans la section 5.5.3 afin de réduire l'empreinte du bruit sur ces signaux. Les signaux ont ensuite été en portions régulières et égales appelées fenêtre de coupe afin d'éviter un sur-apprentissage. La taille de la fenêtre de coupe a été fixée à 80 millisecondes, autrement dit 24 points de mesure, et le chevauchement à 50%. Adopter une taille de fenêtre de coupe supérieure augmenterait considérablement le temps de calcul en raison du nombre important de descripteurs utilisés ici.

5.6.4 Concaténation des descripteurs

Pour chaque fenêtre de coupe, les descripteurs présentés précédemment ont été normalisés en soustrayant la moyenne et en divisant par l'écart-type puis concaténés pour former un vecteur de taille 61 qui regroupe ainsi les avantages de chacun des descripteurs isolés. Ce descripteur se compose de la DCT de taille vingt-quatre, de la somme des valeurs absolues des composantes de la FFT de taille un, de l'entropie de taille un, du SMV et du DSMV respectivement de taille un et un et de la RMS de taille un pour chacun des deux signaux : le signal de la résistance électrique mesurée et le signal de l'angle de flexion du coude mesuré par la Kinect. On y ajoute également le coefficient de corrélation entre la résistance électrique et l'angle de flexion de taille un ainsi que les coefficients d'auto-corrélation pour chacune des mesures tous les deux de taille un également. La composition de ce descripteur est résumée dans le tableau 5.1. Ce descripteur sera utilisé comme paramètre d'entrée du DNN.

Descripteur	Taille	
	Résistance électrique	Angle de flexion
DCT-II	24	24
Somme FFT	1	1
Entropie	1	1
SMV	1	1
DSMV	1	1
RMS	1	1
Auto-corrélation	1	1
Corrélation	1	

Tableau 5.1 – *Résumé de la taille des descripteurs utilisés avec le DNN*

5.6.5 Détermination de la meilleure architecture

Afin de déterminer la meilleure architecture du modèle DNN, c'est-à-dire le nombre de couches cachées et le nombre de neurones dans chaque couche cachée, une méthodologie itérative inspirée par Chen and Xue (2015) a été suivie. La configuration initiale est d'une seule couche cachée et de cent neurones dans cette couche cachée. À chaque itération, des neurones sont ajoutés dans la couche cachée et les performances de classification sont calculées sur un ensemble de test. Le nombre de neurones dans la couche cachée est déterminé lorsque les performances de reconnaissance cessent d'augmenter en ajoutant des neurones. Une nouvelle couche cachée est alors ajoutée et le même raisonnement y est alors appliqué. Le nombre de couches cachées est déterminé lorsque les performances de reconnaissance cessent de croître en ajoutant une nouvelle couche cachée.

Les résultats pour chaque capteur sont présentés dans l'annexe C.2.1 au tableau C.7. En ajoutant graduellement des neurones sur la première couche, les performances de classification augmentent de 26% à 34% avec respectivement 100 et 350 neurones sur la première couche. Ces performances diminuent en ajoutant des neurones jusqu'à atteindre 21% avec 1000 neurones sur la première couche cachée. L'ajout d'une seconde couche cachée permet d'augmenter les performances de classification de 32% à 62% pour un nombre de neurones égal respectivement à 100 et 450. Le même raisonnement a été fait pour les couches trois, quatre, cinq et six. Il convient de noter que les performances de classification sont beaucoup plus faibles (22%) avec six couches cachées. Ce critère d'arrêt s'explique par le fait que les performances de classification des activités sont très faibles au début de la phase d'apprentissage. À mesure que des neurones et des couches cachées sont ajoutés, les performances augmentent

jusqu'à atteindre un seuil au-delà duquel elles diminuent (couche cachée numéro six). Nous pouvons expliquer ce constat par le fait qu'à partir de ce seuil, le DNN entre dans une phase de sur-apprentissage. L'addition d'un grand nombre de neurones sur les couches cachées donne à l'algorithme la capacité d'apprendre les données par cœur. Notre modèle contient donc cinq couches cachées avec respectivement 350, 450, 450, 450 et 750 neurones (Tableau 5.2).

Numéro de couche	1	2	3	4	5
Nombre de neurones	350	450	450	450	750

Tableau 5.2 – *Résultats de la configuration du DNN*

5.6.6 Apprentissage du DNN

L'apprentissage du DNN s'est effectué en deux étapes. La première étape est une phase de pré-apprentissage qui utilise une Machine de Boltzmann Restreinte pour définir les paramètres initiaux appropriés du DNN avec comme paramètre d'entrée le descripteur normalisé de taille 793. La seconde étape consiste à entraîner le DNN par réglage fin en utilisant un algorithme de rétro-propagation avec un taux d'apprentissage fixe. Au cours du processus d'apprentissage, l'ensemble des données a été divisé en un ensemble d'apprentissage et un ensemble de tests en proportions 90%-10%.

5.6.7 Étude comparative

Afin de démontrer l'efficacité de notre approche, nous avons réalisé une étude comparative des performances de notre DNN avec d'autres modèles : le modèle SVM, la classification naïve bayésienne (NB) et les arbres de décision (DT C4.5). Nous avons également séparé nos données en un ensemble d'apprentissage et un ensemble de test dans une proportion de 90%-10%. Nous avons ensuite déterminé la configuration de chaque modèle permettant d'obtenir les meilleurs résultats de reconnaissance. Ces résultats sont présentés dans l'annexe C.2.2 au tableau C.8.

On remarque que la précision de reconnaissance des quatre modèles étudiés est comprise entre 65% et 83%. On peut tout de même noter que les performances de reconnaissance des trois modèles (SVM, NB et DT) restent relativement bonnes. En effet, la précision moyenne est de 75.14% pour le modèle SVM, de 68.34% pour la classification naïve bayésienne et de 76.48% pour l'arbre de décision. Nous pouvons expliquer les performances supérieures du DT par rapport au SVM et à la classification naïve bayésienne, entre autres, par le fait que l'arbre de décision n'est pas sujet au problème de

sur-apprentissage. Cette étude comparative nous a permis de montrer que notre modèle DNN offre de bons résultats avec des performances de reconnaissance comprises entre 76.9% et 83.66%.

5.6.8 Conclusion

La figure 5.9 propose une visualisation des données de l'ensemble de test après l'apprentissage. Cette figure montre les différentes surfaces de décision utilisées pour classifier les cinq activités. Nous pouvons donc voir les différentes classes d'activités ainsi que les quelques erreurs de classification. Cette figure permet également de justifier l'utilisation d'un algorithme DNN. En effet, les surfaces de décision sont non linéaires, ce qui réduit l'impact des erreurs induites par une éventuelle classification linéaire.

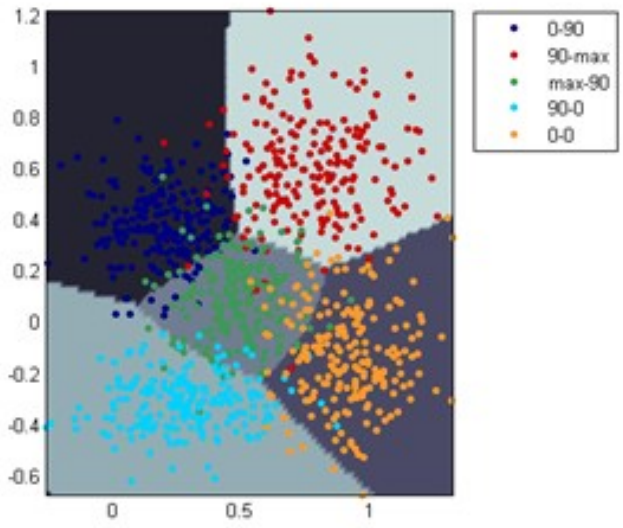


Figure 5.9 – *Visualisation des cinq classes d'activités avec les surfaces de décision correspondantes*

Afin de mieux comprendre cette classification, nous avons établi une matrice de confusion disponible dans l'annexe C.2.3 au tableau C.9. Une matrice de confusion permet de déterminer si une activité est confondue avec d'autres et avec quelle proportion. On remarque que l'activité *0-90* est confondue avec les activités *max-90* et *0-0* à respectivement 8.80% et 12.60%. En d'autres termes, dans 8.80% des cas, le modèle DNN prédit que le sujet a déplié son bras de son angle maximum à un angle de 90° alors qu'en réalité le sujet pliait son bras de 0° à 90°. Dans 12.60% des cas, le modèle a prédit que le sujet gardait son bras tendu alors qu'en réalité, il le pliait de 0° à 90°. Dans aucun des cas le modèle a prédit que le sujet pliait son bras de 90° à son angle de flexion maximum ou qu'il le dépliait de 90° à 0° alors qu'en réalité le sujet pliait son bras de 0° à 90°. Enfin, dans 78.60% des cas, le

modèle reconnaît correctement lorsque le sujet plie son bras de 0° à 90°. Le même raisonnement s'applique aux autres activités contenues dans ce tableau.

En conclusion, nous avons choisi mis en place un DNN permettant de mesurer l'angle de flexion du coude lors des mouvements du bras. Nous avons configuré judicieusement ce DNN en fixant le nombre de couches cachées à 5 avec respectivement 350, 450, 450, 450 et 750 neurones dans chacune d'elles. Nous avons également mené une étude comparative afin de confronter les performances du DNN avec celles d'une SVM, d'une classification naïve bayésienne et d'un arbre de décision. Les résultats montrent que le DNN offre les meilleurs résultats avec des performances de classification comprises entre 76.9% et 83.66%.

5.7 Analyse d'activité physique journalière

Comme évoqué dans la section 3.4.4, le verre pourrait être utilisé à domicile par les patients. Afin de poursuivre cet objectif à plus long terme, nous avons opté pour la surveillance de diverses activités de la vie quotidienne avec SyMPATHy. Le suivi d'activités élémentaires comme marcher, s'asseoir ou se lever est intéressant principalement à domicile car il permet de détecter la sédentarité présente chez les patients victimes d'AVC (English et al., 2014) ou de proposer des services d'assistance à la personne en cas d'urgence (Hou et al., 2007). Cette section présente les travaux préliminaires visant à surveiller l'activité motrice des patients à domicile à l'aide d'un objet instrumenté de capteurs. À terme, les données de différents objets de la vie quotidienne pourront être utilisées pour retracer l'historique des activités des patients.

Nous avons donc adopté une méthodologie similaire aux travaux présentés dans la section 5.5 pour reconnaître les activités de la vie quotidienne suivantes à partir des données de mouvements collectées par SyMPATHy : *S'asseoir*, *Se lever*, *Marcher* et *Monter et Descendre les escaliers*.

5.7.1 Collecte de données

Nous avons invité quinze participants à réaliser quatre activités pendant dix minutes sans interruption : *S'asseoir* (Figure 5.10a), *Se lever* (Figure 5.10b), *Marcher* (Figure 5.10c) et *Monter et Descendre des escaliers* (Figure 5.10d). Le choix de ces activités a été inspiré par les activités quotidiennes à domicile des patients après un AVC ont été validés par des professionnels de la santé.

(a) (b) (c) (d)

Figure 5.10 – *Ensemble des activités surveillées : (a) s'asseoir, (b) se lever, (c) marcher et (d) monter et descendre les escaliers*

5.7.2 Pré-traitement et apprentissage

Après avoir filtré les données, les performances de reconnaissance ont été comparées pour différentes tailles de fenêtre de coupe avec et sans chevauchement de ces dernières. Les résultats, présentés dans l'annexe C.3.1 au tableau C.10, montrent que les meilleures performances sont obtenues avec une taille de fenêtre de coupe de 512 et avec chevauchement pour l'accéléromètre, le gyroscope et le magnétomètre. Par le même procédé que pour la tâche *Boire*, la taille des descripteurs a été fixée à 96 pour l'accéléromètre et le magnétomètre et 144 pour le gyroscope (Annexe C.3.2 au tableau C.11). Ensuite, la concaténation des trois axes de chaque capteur a permis d'obtenir des performances de reconnaissance moyennes de 92.87% pour l'accéléromètre, de 84.05% pour le gyroscope et de 83.85% pour le magnétomètre. Enfin, la concaténation des trois capteurs a permis d'obtenir des performances de reconnaissance moyennes de 94.33% (Annexe C.3.3 au tableau C.12).

5.7.3 Étude comparative

Comme pour l'analyse de la tâche *Boire*, nous avons mené une étude comparative avec un MLP. Les résultats montrent que le SVM est meilleur que le MLP pour reconnaître l'ensemble des activités étudiées. En effet, en calculant les performances de reconnaissance à partir de la matrice de confusion, on remarque que le SVM offre des performances de reconnaissance moyennes de 94.06%, 92.37%, 93.02% et 98.63% pour les activités respectives de *S'asseoir*, *Se lever*, *Marcher* et *Monter et Descendre les escaliers*. En revanche, le MLP offre seulement des performances de reconnaissance moyennes de 65.75%, de 68.64%, de

54.88% et de 71.19% pour ces mêmes activités.

5.7.4 Conclusion

Afin de mieux comprendre cette classification, deux matrices de confusion ont été calculées (Annexe C.3.4 au tableau C.13). Il semble que le SVM soit assez précis puisqu'il reconnait par exemple correctement l'activité *Monter et Descendre* 298 fois et la classifie autrement seulement 5 fois. On remarque que le MLP est moins précis puisqu'il reconnaît correctement l'activité *Monter et Descendre* seulement 215 fois et la classifie autrement 87 fois. Le même raisonnement s'applique aux autres activités contenues dans ce tableau.

En conclusion, nous pouvons affirmer que le SVM est plus performant que le MLP pour reconnaître les activités quotidiennes *S'asseoir*, *Se lever*, *Marcher* et *Monter et Descendre les escaliers*.

5.8 Conclusion

Ce chapitre a présenté les différentes méthodes de traitement de données mises en place afin d'accompagner et de faciliter le travail des professionnels de santé en leur fournissant des informations objectives faciles et rapides à interpréter. Tout d'abord, nous avons présenté la méthode de calcul de l'orientation des objets. Elle se base sur l'algorithme RTQF qui s'inspire d'un filtre de Kalman. Cet algorithme permet de prédire l'orientation d'un objet à partir de son orientation précédente. Nous avons ensuite détaillé la méthode d'analyse permettant de remonter aux tremblements du patient lors de la manipulation des objets. Cette méthode d'analyse utilise la transformée de Fourier rapide et la densité spectrale de puissance afin d'estimer la fréquence fondamentale et l'amplitude du signal étudié. Afin de détecter lorsque le patient boit à l'aide de SyMPATHy, nous avons mis en place une méthode d'apprentissage automatique à partir des données de la centrale inertielle en utilisant une Machine à Vecteur de Support (SVM). Après avoir collecté des données d'apprentissage auprès de quinze participants, elles ont été pré-traitées (débruitage, filtrage, découpage du signal, calcul des descripteurs) avant d'effectuer l'apprentissage du SVM. Les résultats ont montré des performances de reconnaissance de 96.98% pour la tâche *Boire*. Nous avons également mené une étude comparative avec un Perceptron Multi-couches (MLP). Ce modèle affiche des performances moyennes de reconnaissance 78.75% en concaténant les trois axes de chaque capteur contre 86.92% pour le SVM dans les mêmes conditions. Le MLP est donc moins efficace que la SVM pour la reconnaissance de la tâche *Boire*. Par ailleurs, afin d'analyser l'extension du coude, nous avons adopté une méthode de reconnaissance d'angle

à l'aide d'un réseau de neurones profond (DNN). Après avoir collecté des données d'apprentissage auprès de dix participants, elles ont été pré-traitées et la configuration optimale du DNN a été déterminée. Les performances de reconnaissance obtenues avec ce DNN sont en moyenne de 79.38%. Une étude comparative a ensuite été menée afin d'évaluer l'efficacité de ce DNN par rapport à trois autres modèles : une SVM, une classification naïve bayésienne et un arbre de décision. Parmi ces trois modèles, l'arbre de décision présente les meilleures performances avec des performances de reconnaissance moyennes de 76.48%. On remarque cependant que le modèle DNN est plus performant pour la reconnaissance de l'extension du coude avec le vêtement instrumenté du capteur textile. Enfin, dans le but d'utiliser le verre à domicile pour surveiller l'activité physique journalière des patients et leur sédentarité, une méthodologie similaire à celle utilisée pour reconnaître la tâche *Boire* a été adoptée. Cette méthodologie permet de reconnaître quatre activités (*S'asseoir*, *Se lever*, *Marcher*, *Monter et Descendre les escaliers*) avec des performances de reconnaissance moyennes de 94.33%. De même, nous avons montré que les performances de la SVM sont supérieures à celles du MLP (65.10%).

Les travaux futurs viserons à fusionner des données provenant du capteur de niveau d'eau et de la reconnaissance de la tâche *Boire* afin d'améliorer les performances de reconnaissance. En effet, combiner ces deux informations pourrait permettre de détecter des faux positifs comme par exemple lorsque le patient effectue le geste pour boire alors que le verre est vide. D'autre part, il serait intéressant de proposer une analyse des tremblements pendant la manipulation afin de connaitre l'évolution des tremblements au cours de la manipulation. Enfin, combiner les informations collectées par les objets et le bracelet pourrait aussi permettre de détecter l'utilisation de stratégies compensatoires (Roby-Brami et al., 2003).

Chapitre 6

Fonctionnalités, visualisation et études préliminaires

Sommaire

6.1 Introduction **127**
6.2 Étude préliminaire des fonctionnalités des objets **127**
6.2.1 Objectif de l'étude 127
6.2.2 Participants 127
6.2.3 Matériel 128
6.2.4 Procédure 128
6.2.5 Résultats 130
6.2.6 Discussion 135
6.2.7 Recommandations 136
6.2.8 Nouveaux design 139
6.3 Interfaces de visualisation **139**
6.3.1 Interfaces pour le suivi de la main 140
6.3.2 Interface pour le suivi du bras 143
6.3.3 Interface pour le suivi de la tâche *Boire* 144
6.3.4 Enregistrements 146
6.4 Étude préliminaire des interfaces de visualisation **146**
6.4.1 Objectif de l'étude 147
6.4.2 Participants 147
6.4.3 Matériel 147
6.4.4 Procédure 147
6.4.5 Résultats 148
6.4.6 Discussion 150
6.4.7 Recommandations 150
6.5 Conclusion **153**

Les travaux présentés dans ce chapitre ont donné lieu à deux publications :

- **Bobin, M.**, Anastassova, M., Boukallel, M., & Ammi, M. (2018, Juin). Design and study of a smart cup for monitoring the arm and hand activity of stroke patients, *2018 IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine.* IEEE.
- **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., Bimbard, F., & Ammi, M. (2018, Juin). SpECTRUM : Smart ECosystem for sTRoke patient's Upper limbs Monitoring. Communication soumise à *Smart Health Journal* ELSEVIER.

6.1 Introduction

Avant d'évaluer les objets de rééducation instrumentés présentés au début de cette thèse (Section 3.4) avec des patients victimes d'AVC, il est d'abord nécessaire de valider leurs fonctionnalités auprès des professionnels de santé amenés à les utiliser. Il est également nécessaire de proposer aux professionnels de santé une application permettant de visualiser de manière simple, rapide et efficace les données collectées par les différents objets de rééducation instrumentés. Cette application doit par ailleurs être évaluée auprès des professionnels de santé amenés à l'utiliser afin de valider les choix de conception.

Ce chapitre présente à la section 6.2 les résultats d'une étude préliminaire visant à évaluer les fonctionnalités des objets présentés précédemment auprès de professionnels de santé travaillant avec des personnes victimes d'AVC. Cette section détaille l'avis des participants concernant l'utilité de chaque fonctionnalité ainsi que les idées d'amélioration évoquées par ces derniers. En se basant sur les recommandations dégagées par cette étude préliminaire, nous exposons à la section 6.3 les différentes interfaces qui composent l'application mobile de visualisation de données. Cette section décrit les choix de conception ayant mené à la réalisation des interfaces associées à chaque fonctionnalité. Enfin, la section 6.4 présente les résultats d'une étude préliminaire visant à évaluer la validité des interfaces de visualisation par les professionnels de santé. Cette étude a pour but de dégager des recommandations permettant d'améliorer les interfaces de visualisation afin de mieux répondre aux besoins des professionnels de santé.

6.2 Étude préliminaire des fonctionnalités des objets

6.2.1 Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude est d'explorer l'ensemble des fonctionnalités ainsi que le design des objets avec des professionnels de santé afin de récolter des retours sur de possibles améliorations.

6.2.2 Participants

Au total, quatorze participants ont pris part à cette étude dont treize professionnels de santé (neuf ergothérapeutes (ET), trois kinésithérapeutes (KT) et un médecin (M)) et un ingénieur de recherche (IR) provenant de trois centres de rééducation du Nord de la France : Lille, Le Havre et Évry (Tableau 6.1). Deux

ergothérapeutes et un kinésithérapeute étaient stagiaires à l'hôpital. Le groupe des participants comprenaient neuf femmes et cinq hommes âgés de 20 à 60 ans ($\mu = 34.4$, $\sigma = 12.5$) qui travaillaient avec des patients victimes d'AVC pendant la phase de rééducation avec en moyenne 11.2 années d'expérience. Six d'entre eux, dont quatre femmes (quatre ET dont une stagiaire) et deux hommes (un ET et un KT stagiaire), étaient âgés de 20 à 35 ans ($\mu = 24.5$, $\sigma = 4.9$) et travaillaient au centre de rééducation du Havre. Ils avaient en moyenne 4.1 années d'expérience. Aussi, cinq professionnels de santé, dont trois femmes (un ET et deux KT) et deux hommes (un ET et un IR), âgés de 35 à 50 ans ($\mu = 43$, $\sigma = 8.1$) travaillaient au centre de rééducation de Lille. Ils avaient en moyenne 16.8 années d'expérience. Enfin, trois participants, dont deux femmes (deux ET) et un homme (un M), âgés de 25 à 60 ans ($\mu = 40$, $\sigma = 14.7$) travaillaient dans le centre de rééducation d'Évry. Ils avaient en moyenne 16 années d'expérience.

Lieu	Participants					Âge	XP (années)
	ET	KT	M	IR	Total		
Le Havre	5	1	0	0	6	$\mu = 24.5$, $\sigma = 4.9$	4.1
Lille	2	2	0	1	5	$\mu = 43$, $\sigma = 8.1$	16.8
Évry	2	0	1	0	3	$\mu = 40$, $\sigma = 14.7$	16

Tableau 6.1 – *Répartition des participants dans les centres de rééducation*

6.2.3 Matériel

Pour cette étude, nous avons utilisé l'osselet, le cube, le bracelet, le vêtement et le verre. Nous avons également utilisé trois guides d'entretien prédéfinis qui sont présentés dans la section suivante (Section 6.2.4). Ces guides d'entretien ont été conçus spécifiquement pour notre étude et ne s'inspirent pas d'instruments existants. En effet, notre analyse est exploratoire et vise à définir les fonctionnalités des objets utiles aux professionnels de santé. De plus, le domaine de l'AVC est très spécifique et la majorité des questionnaires existants s'intéressent aux systèmes fonctionnels. L'objectif est ici de ne pas orienter les participants vers les défauts évidents de nos prototypes comme par exemple le poids, la taille ou l'apparence de ces derniers. L'utilisation de guides d'entretien personnalisés spécifiques au domaine de l'AVC permet ainsi d'obtenir des résultats plus riches qu'avec des questionnaires standardisés.

6.2.4 Procédure

Cette étude a suivi un protocole prédéfini. Chaque entretien a été réalisé dans une pièce calme, séparée de la salle de rééducation.

La première partie de l'expérience consistait à informer les participants de la nature et des objectifs de l'étude. Nous avons ensuite présenté aux professionnels de santé les objets utilisés pendant cette étude en détaillant leurs fonctionnalités, les capteurs intégrés dans les objets et le type de données collectées. Enfin, il a été demandé à chaque participant de signer un formulaire de consentement libre et éclairé et de fournir des informations personnelles détaillées dans l'annexe D.1.

La seconde partie de cette étude consistait en des entretiens semi-structurés individuels. Chaque professionnel de santé a participé à un ou plusieurs entretiens. Le premier entretien détaillé dans l'annexe D.2 visait à évaluer le concept d'objets de rééducation instrumentés pour le suivi des fonctions motrices des membres supérieurs lors des sessions de rééducation, l'utilité des fonctionnalités de l'osselet, du cube et du bracelet ainsi que leur design. Cet entretien a été mené avec le personnel médical travaillant au centre de rééducation du Havre composé de six personnes (cinq ET et un KT). Le second entretien détaillé dans l'annexe D.3 visait à évaluer le concept d'un vêtement instrumenté d'un capteur textile pour le suivi des mouvements du bras, sa fonctionnalité principale ainsi que son design. Cet entretien a été mené avec le personnel médical travaillant au centre de rééducation Lillois composé de cinq personnes (deux ET, deux KT et un IR). Enfin, le dernier entretien détaillé dans l'annexe D.4 visait à évaluer les fonctionnalités de SyMPATHy et a été effectué dans les trois centres de rééducation avec tous les participants (neuf ET, trois KT, un M et un IR). Cet entretien abordait le concept d'un verre instrumenté pour la surveillance des fonctions motrices et de l'indépendance fonctionnelle pendant les séances de rééducation et à domicile ainsi que son design, l'utilité de chaque fonctionnalité et le retour sensoriel associé à chacune d'entre elle. Chaque entretien a été enregistré (audio et vidéo) afin de permettre une analyse approfondie ultérieure.

La durée moyenne des entretiens était d'approximativement 17 minutes (min : 10 minutes, max : 21 minutes) pour l'osselet, le cube et le bracelet, 12 minutes (min : 9 minutes, max : 16 minutes) pour le vêtement instrumenté et 27 minutes (min : 19 minutes, max : 34 minutes) pour SyMPATHy. La répartition des entretiens ainsi que leurs durées sont résumés dans le tableau 6.2.

	Objets étudiés	Lieu	Durée (minutes)
Entretien 1	Osselet Cube Bracelet	Le Havre	$\mu = 17$ min $= 10$ max $= 21$
Entretien 2	Vêtement instrumenté	Lille	$\mu = 12$ min $= 9$ max $= 16$
< Entretien 3	Verre	Le Havre Lille Évry	$\mu = 27$ min $= 19$ max $= 34$

Tableau 6.2 – *Répartition des entretiens semi-structurés*

6.2.5 Résultats

Une analyse thématique du contenu a été réalisée et les résultats sont présentés dans l'ordre suivant : (i) utilité générale des objets pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs, (ii) fonctionnalités des objets et (iii) design des objets.

1. Utilité générale des objets pour le suivi des fonctions motrices des membres supérieurs

Les six participants de l'entretien 1 ont mentionné que l'utilisation d'un osselet et d'un cube pour surveiller les fonctions motrices de la main est pertinente dans le cadre des séances de rééducation. L'ensemble des participants a jugé utile l'utilisation d'un osselet pour surveiller la dextérité manuelle et d'un cube pour suivre la préhension globale de la main. De même, tous les participants de l'entretien 1 ont jugé très pertinente l'utilisation d'un bracelet pour surveiller les fonctions motrices du bras et notamment les mouvements du bras lors de l'exercice de l'arbre à anneaux.

Les cinq participants de l'entretien 2 ont jugé l'utilisation d'un vêtement instrumenté peu utile pour les patients victimes d'AVC. En effet, les patients présentent déjà des difficultés à s'habiller et enfiler un vêtement près du corps représente une contrainte additionnelle lors de l'habillage. En général, les patients victimes d'AVC utilisent des vêtements ayant deux tailles de plus que leurs vêtements habituels afin de faciliter l'enfilage. D'autre part, quatre participants (deux ET, un KT et un IR) ont mentionné que les dispositifs textiles peuvent présenter des problèmes d'hygiène. Il faut donc que ces dispositifs puissent passer à la machine à laver sans perte de performance. Enfin, tous les

participants ont mentionné que le positionnement du capteur doit être ajusté à chaque patient et que l'utilisation du vêtement représente une perte de temps significative sur la séance de rééducation.

Enfin, tous les participants de l'entretien 3 ont mentionné que l'utilisation d'un objet de la vie courante, le verre, et d'une activité de la vie quotidienne, *Boire*, pour surveiller les fonctions motrices et l'indépendance des patients au centre de rééducation est pertinente. De même, le suivi des fonctions motrices et de l'indépendance fonctionnelle à domicile est pertinent puisque, selon eux, aucun suivi n'est effectué à domicile lorsque le patient quitte le centre médical. Tous les participants ont également apprécié le fait que SyMPATHy puisse être utilisé comme n'importe quel autre verre.

2. *Fonctionnalités des objets*

a. Entretien 1 : Osselet, Cube et Bracelet

Pour rappel, ces résultats proviennent de l'entretien sur l'osselet, le cube et le bracelet effectué dans le centre de rééducation Havrais avec six participants (cinq ET et un KT).

Tous les participants ont jugé utile le suivi de la position des doigts sur l'osselet. En effet, la position des doigts lors de la saisie pourrait être un indicateur des capacités motrices du patient selon deux ergothérapeutes. Cinq participants (quatre ET dont deux stagiaires et un KT) ont proposé de créer des osselets de tailles différentes en longueur et en largeur afin d'évaluer la position des doigts et la pression exercée sur l'osselet en fonction de l'espacement des doigts lors de la saisie.

Le suivi de la pression a été jugé utile par cinq participants (quatre ET dont un stagiaire et un KT) pour l'osselet et par tous les participants pour le cube. En effet, d'après quatre participants (trois ET et un KT), il serait alors possible d'évaluer l'évolution de la pression sur ces objets pendant la manipulation, ce qui est impossible avec un dynamomètre qui n'affiche qu'une valeur à la fois. Il serait alors possible de détecter une perturbation de la commande motrice volontaire en analysant les anomalies de la courbe de pression. Trois ergothérapeutes ont aussi mentionné qu'il serait plus aisé de détecter la spasticité en comparant la pression exercée par un patient et celle exercée par une personne en bonne santé. Enfin, tous les participants ont mentionné que l'information de pression devrait être couplée à des bilans de force effectués à l'aide de poires de préhension et de manomètres. En effet, les informations remontées par les objets ne peuvent pas être utilisées lors d'un bilan avec des mesures précises mais peuvent seulement servir d'outil de suivi.

Trois ergothérapeutes ont assuré que la détection des mouvements irréguliers

avec l'osselet et le cube pourrait être utile. Cependant, trois participants (2 ET stagiaires et un KT) ont mentionné, d'une part, que peu de patients présentent ce type de trouble moteurs et, d'autre part, que les mouvements irréguliers peuvent facilement être évalués par des observations visuelles de la part des professionnels de santé. Ces résultats étant contradictoires, nous avons choisi de ne pas conserver cette fonctionnalité pour le moment puisque beaucoup d'informations nouvelles sont déjà disponibles pour améliorer le diagnostic des ergothérapeutes. En revanche, cinq ergothérapeutes ont mentionné que la détection des mouvements irréguliers pendant l'exercice de l'arbre à anneaux ainsi que durant d'autres activités au centre de rééducation, comme par exemple pendant l'exercice du solitaire ou de l'empilement de cônes, serait utile.

Cinq participants (quatre ET et un KT) n'ont pas jugé utile de suivre l'orientation de l'osselet et du cube. En effet, l'osselet et le cube ont une forme symétrique ce qui implique que connaître leur orientation n'apporte aucune information supplémentaire sur la nature de la saisie. Cependant, trois ergothérapeutes ont suggéré que connaître l'orientation d'un osselet asymétrique, c'est-à-dire de forme parallélépipédique, pourrait être intéressant pour évaluer la nature de la saisie en associant l'orientation de l'osselet avec les informations de pression et de position des doigts. De même, un ET et un KT stagiaires ont mentionné que l'orientation du cube peut cependant être intéressante pour évaluer la pronosupination du patient. En effet, bien qu'il soit possible de voir l'orientation de l'objet, avoir une valeur quantifiée de son orientation pourrait potentiellement apporter des informations pertinentes sur la pronosupination du patient. Nous avons donc choisi de suivre le choix de la majorité et de ne pas conserver le suivi de l'orientation pour l'osselet et le cube.

Le suivi de l'évolution des tremblements avec l'osselet, le cube et le bracelet a été jugé utile par tous les participants. D'après eux, il serait possible de détecter une rechute des fonctions motrices et donc d'adapter les exercices en fonction de l'état de santé du patient. Tous les participants ont rapporté que l'amplitude des tremblements serait plus utile que la fréquence puisque, selon eux, l'amplitude révèle plus de problèmes moteurs que la fréquence. La fréquence des tremblements n'est donc utile que lorsqu'elle est liée à l'amplitude.

Tous les participants ont jugé utile de reconnaître différents mouvements avec le bracelet et notamment de détecter le nombre d'anneaux déplacés d'une branche à une autre pendant l'exercice de l'arbre à anneaux. Deux ergothérapeutes et un kinésithérapeutes stagiaires ont proposé d'utiliser le bracelet pendant des exercices dédiés à la rééducation de l'épaule, comme par exemple le lancé de balles, ou pour reconnaître différentes tâches telles que la marche ou le tracé de formes dans l'espace. Aussi, tous les participants ont mentionné que la collecte de données en dehors du centre de rééducation avec le bracelet (à domicile par exemple) pourrait

être intéressante afin de suivre les différentes activités quotidienne des patients.

b. Entretien 2 : Vêtement instrumenté

Pour rappel, ces résultats proviennent de l'entretien sur le vêtement instrumenté effectué dans le centre de rééducation Lillois avec cinq participants (deux ET, deux KT et un IR).

Tous les participants ont mentionné que suivre l'extension du bras lors de la saisie d'objets permet de détecter l'utilisation de stratégies compensatoires telles que le déplacement du tronc vers l'avant pour compenser une extension de bras réduite. Quatre participants ont également mentionné que le suivi de l'extension du bras pourrait s'étendre au suivi de la configuration de l'épaule afin de proposer un suivi à domicile de l'activité des bras pour les patients suffisamment indépendants pour pouvoir s'habiller avec des vêtements près du corps.

c. Entretien 3 : Verre

Pour rappel, ces résultats proviennent de l'entretien sur SyMPATHY effectué dans les trois centres de rééducation avec tous les participants (neuf ET, trois KT, un M et un IR).

Plus de la moitié des participants (six ET, deux KT et un IR) a rapporté que le niveau de liquide apporte une information intéressante pour évaluer les actions de synergie entre les muscles et les yeux. Cependant, cinq participants (trois ET, un KT et un M) ont mentionné que d'autres informations comme la quantité de liquide que le patient a bu ainsi que la vitesse de remplissage du verre peuvent être utiles pour évaluer la récupération motrice du patient et adapter le programme de rééducation en conséquence. En effet, la vitesse de remplissage ainsi que la quantité de liquide versée dans le verre révèlent des compétences motrices nécessaires à l'indépendance de la vie quotidienne. Nous avons choisi de mettre en œuvre la solution proposée par la majorité (conserver uniquement la quantité de liquide versée dans le verre) afin de simplifier cette fonctionnalité.

Dix participants (six ET, deux KT, un M et un IR) ont rapporté que le suivi de l'orientation du verre est intéressant puisque le verre n'est pas symétrique contrairement à l'osselet et au cube. Connaître son orientation pourrait permettre d'analyser les actions de synergie entre les muscles et les yeux.

Tous les participants ont mentionné que détecter si le verre est posé sur un dessous de verre pourrait être utile pour des exercices de positionnement. Cependant, cette information est binaire (cible atteinte ou non). La majorité des participants (dix dont six ET, deux KT, un M et un IR) préféreraient connaître la distance du verre par rapport à la cible afin de pouvoir évaluer les progrès des patients. Nous avons choisi de suivre l'avis de la majorité et de supprimer cette

fonctionnalité pour le moment.

Le suivi de la pression a été jugé utile par tous les participants pour les mêmes raisons que pour l'osselet et le cube. De plus, un ergothérapeute stagiaire a mentionné le fait qu'attraper un objet avec une pression suffisante pour le soulever et le manipuler sans risque de chute est essentiel pour l'indépendance dans la vie quotidienne.

Le suivi de l'évolution des tremblements avec le verre a été jugé utile par treize des quatorze participants (tous sauf un M) pour les mêmes raisons que celles évoquées pour l'osselet, le cube et le bracelet. De même, dix participants (six ET, trois KT, un IR) ont rapporté que l'amplitude des tremblements serait plus utile que la fréquence pour les mêmes raisons que celles évoquées précédemment.

3. Design des objets

Trois des six participants (trois ET) de l'entretien 1 ont mentionné que les capteurs de pression et de position sur l'osselet n'étaient pas placés de façon optimale pour détecter la présence des doigts. En effet, l'osselet est assez épais et le placement des capteurs ne leur permet pas de détecter la position des doigts lorsque le patient saisit l'osselet sur le haut des faces latérales. D'après les professionnels de santé, les capteurs devraient être placés sur la partie supérieure des faces latérales afin de faciliter la saisie pour le patient et d'améliorer la détection. Cependant, tous les participants ont jugé le placement des capteurs de pression sur le cube optimal puisque les capteurs recouvrent l'ensemble de la surface de ce dernier. Enfin, le bracelet étant une montre du commerce, son intégration a été jugée très bonne par l'ensemble des participants.

Tous les participants de l'entretien 2 ont mentionné que le style près du corps du vêtement instrumenté n'est pas adapté aux patients victimes d'AVC. Cependant, cette technologie pourrait être utilisée pour d'autres applications telles que les jeux-vidéos ou la santé au travail d'après quatre participants (deux ET, un KT et un IR). Tous les participants ont proposé d'utiliser uniquement un brassard intégrant un capteur textile pour suivre l'extension du bras, ce qui faciliterait son utilisation pendant les séances de rééducation. Aussi, l'ensemble des participants a suggéré de tricoter directement le capteur pendant la fabrication du vêtement afin d'éviter des critiques esthétiques de la part des patients.

Tous les participants de l'entretien 3 ont suggéré de réduire la taille et le poids de SyMPATHy afin de faciliter son utilisation par les patients. En effet, la majorité des patients fait face à des faiblesses musculaires et soulever un verre de ce diamètre (sept centimètres et demi) et de ce poids (338 grammes) n'est pas une tâche aisée pour tous. Aussi, onze participants (sept ET, deux KT, un M et un IR) ont mentionné que l'emplacement des capteurs sur les empreintes de doigts était trop spécifique. En effet, les patients ont déjà des problèmes pour saisir un objet

et saisir le verre avec un placement des doigts particulier est souvent impossible. Tous les participants ont proposé de placer des capteurs sur tout le contour du verre afin de couvrir toutes les configurations de la main et des doigts. De plus, tous les participants ont convenu qu'avoir une carte de pression de la main serait beaucoup plus utile pour évaluer la préhension de la main et détecter la spasticité. D'autre part, la majorité des participants ont jugé que l'utilisation de retours sensoriels était peu adaptée aux patients. Le retour visuel pour le niveau de liquide et l'orientation n'a pas été jugé utile par respectivement quatorze (tous) et treize (tous sauf un IR) participants. En effet, il peut induire un stress pour les patients pendant la manipulation du verre car leur contrôle moteur est parfois indépendant de leur volonté. Cependant, sept participants (cinq ET et deux KT) ont noté que l'utilisation d'une représentation discrète pour le niveau de liquide est astucieuse pour contrer une déficience visuelle potentielle. Aussi, tous les participants se sont mis d'accord sur l'absence de retour sensoriel pour la pression puisque que les patients ne peuvent pas agir dessus. De plus, la spasticité peut augmenter à cause du stress, de la fièvre ou de la fatigue et, par conséquent, modifier la pression appliquée sur le verre. Enfin, tous les participants ont convenu qu'un retour sensoriel pour les tremblements est inutile puisque le patient ne les contrôle pas. Nous avons donc choisi de mettre en œuvre la solution proposée par la majorité en supprimant les retours visuels et auditifs de SyMPATHy.

6.2.6 Discussion

Cette étude, réalisée avec un total de quatorze participants répartis sur trois entretiens semi-structurés balayant presque entièrement les classes d'âges de la vie active, montre que la majorité des fonctionnalités proposées aux professionnels de santé a été jugée pertinente. Cependant, nous pouvons remarquer que l'avis des participants concernant le suivi des mouvements irréguliers des objets est partagé. Ce résultat peut s'expliquer par le fait que les mouvements irréguliers peuvent provenir à la fois de la main et du bras. Il est donc difficile d'en déterminer la source à partir des données de mouvements des objets. Une analyse plus approfondie des contractions musculaires de la main et du bras permettrait d'acquérir une expertise plus poussée sur cette question. Nous pouvons également remarquer que l'âge des participants n'influence pas leur vision de la technologie dans le cadre du suivi d'activité après un AVC. Ces résultats sont en accord avec l'étude menée par Mitzner et al. (2010) présentant des résultats qui contredisent les stéréotypes selon lesquels plus une personne est âgée, plus elle a peur ou refuse d'utiliser la technologie. Nous pouvons aussi remarquer que les participants avec le plus d'expérience, bien que plus âgés et donc moins familiers avec les nouvelles technologies, ont en général plus de

facilité à déceler le potentiel des solutions proposées. Il serait intéressant d'approfondir ces résultats préliminaires avec d'autres professionnels de santé, d'horizons et de formations différents, afin de confirmer l'apport des fonctionnalités de chaque objet. Aussi, orienter les guides d'entretien en fonction des différents types d'AVC (ischémique et hémorragique) et des déficits moteurs pouvant être rencontrés par les patients pourrait permettre d'enrichir et de préciser les besoins des professionnels de santé afin de mieux répondre aux besoins spécifiques de chaque patient. Enfin, il serait intéressant d'étudier le concept d'un écosystème d'objets instrumentés communiquant entre eux et pouvant être utilisés à domicile pour suivre l'activité motrice et l'indépendance fonctionnelle des patients. En effet, cette étude se concentre uniquement sur l'évaluation du concept d'un seul objet de la vie quotidienne pour la surveillance d'une activité spécifique (*Boire*). Connaître l'avis des professionnels de santé sur une solution de suivi d'activité décentralisée, autonome et continue permettrait d'envisager de nouvelles pistes de réflexion.

6.2.7 Recommandations

Les résultats de cette étude, résumé dans les tableau 6.3 et tableau 6.4, indiquent que l'osselet, le cube et le bracelet sont intéressants pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs. Cependant, les capteurs de position et de pression de l'osselet doivent être déplacés sur le haut des faces latérales dans la prochaine version du prototype d'osselet afin de simplifier la prise pour le patient. Les professionnels de santé indiquent également que surveiller l'orientation de l'osselet et du cube et les mouvements irréguliers du patient n'est pas nécessaire puisqu'une évaluation visuelle est suffisante selon eux.

Aussi, le verre intelligent SyMPATHy est intéressant pour surveiller l'activité motrice et l'indépendance fonctionnelle des patients lors de la réalisation de l'AVQ *Boire*. Cette étude préliminaire montre que les fonctionnalités et les retours sensoriels fournis par le verre doivent être revus et adaptés aux besoins des thérapeutes et des patients. Tout d'abord, les professionnels de santé ont proposé de réduire la taille et le poids du verre. Ils suggèrent également de supprimer les retours sensoriels qui peuvent frustrer les patients ainsi que la détection de la position du verre sur un dessous de verre. De plus, les professionnels de santé ont proposé d'afficher les amplitudes de tremblements correspondantes à la fréquence associée. Enfin, les professionnels de santé ont mentionné que la pression lors de la saisie doit être mesurable quelle que soit la configuration de la main. Le verre doit ainsi pouvoir être utilisé de manière aussi transparente que possible afin d'éviter le rejet de ce concept technologique.

Par ailleurs, le développement et l'évaluation du vêtement instrumenté ne seront pas poursuivis car ce dernier présentent trop de contraintes d'utilisation.

Objet	Fonctionnalité	Conservée	Commentaires	
Osselet	Position des doigts	✓ (6/6)	• Indicateur potentiel des capacités motrices • Placement pas optimal des capteurs	(2/6) (3/6)
	Pression	✓ (5/6)	• Suivi de l'évolution intéressant • Placement pas optimal des capteurs	(4/6) (3/6)
	Mouvements irréguliers	✗ (3/6)	• Peu de patients atteints • Évaluation visuelle facile	(3/6) (3/6)
	Orientation	✗ (5/6)	• Orientation inutile car objets symétriques	(3/6)
	Tremblements	✓ (6/6)	• Suivi de l'évolution intéressant • Amplitude à ajouter	(6/6) (6/6)
Cube	Pression	✓ (6/6)	• Suivi de l'évolution intéressant	(4/6)
	Mouvements irréguliers	✗ (3/6)	• Identique à l'osselet	(3/6)
	Orientation	✗ (5/6)	• Identique à l'osselet	(3/6)
	Tremblements	✓ (6/6)	• Identique à l'osselet	(6/6)

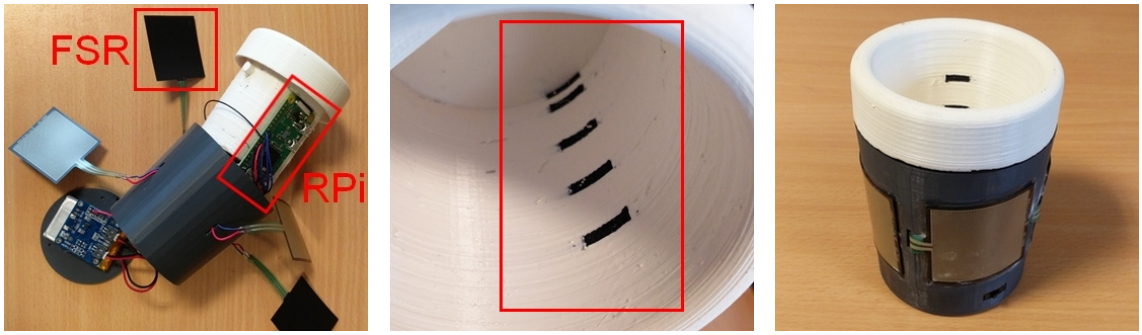
Tableau 6.3 – *Résumé des résultats de l'étude des fonctionnalités des objets pour le suivi des fonctions motrices de la main*

Objet	Fonctionnalité	Conservée	Commentaires	
Bracelet	Mouvements du bras	✓ (6/6)	• Utile également en dehors du centre • Utile pour d'autres exercices	(6/6) (3/6)
	Mouvements irréguliers	✓ (5/6)	• Utile et également pour d'autres exercices	(5/6)
	Tremblements	✓ (6/6)	• Identique à l'osselet	(6/6)
Pull-over	Angle de flexion	✗ (5/5)	• Utilisation difficile, pas adaptée aux patients	(5/5)
Verre	Niveau de liquide	✓ (9/14)	• Évaluation possible la coordination motrice et visuelle • Autres informations intéressantes (vitesse remplissage)	(9/14) (5/14)
	Orientation	✓ (10/14)	• Évaluation possible de la coordination motrice et visuelle	(10/14)
	Position sur une cible	✗ (10/14)	• Évaluation binaire insuffisante	(10/14)
	Pression	✓ (14/14)	• Suivi de l'évolution intéressant	(14/14)
	Tremblements	✓ (13/14)	• Suivi de l'évolution intéressant • Amplitude à ajouter	(13/14) (10/14)

Tableau 6.4 – *Résumé des résultats de l'étude des fonctionnalités des objets pour le suivi des fonctions motrices du bras et de l'indépendance fonctionnelle*

6.2.8 Nouveaux design

Sur la base des recommandations de l'étude préliminaire, un nouveau verre instrumenté a été développé (Figure 6.1). Les affichages et le buzzer ont été retirés de la nouvelle version de SyMPATHy. De nouveaux capteurs de pression ont été ajoutés autour du verre afin de détecter la pression appliquée sur le verre lors de la saisie dans n'importe quelle configuration. Nous avons utilisé des capteurs de pression carrés dénommés FSR 406, dont les caractéristiques sont détaillées dans l'annexe A au tableau A.3, placés à égale distance les uns des autres afin de couvrir tout le périmètre du verre. Ensuite, de nouveaux capteurs de niveau de liquide ont été directement imprimés en 3D dans le corps du verre avec un matériau conducteur, remplaçant les fils utilisés comme électrodes. Ainsi, la taille de SyMPATHy a été réduite de seize par huit centimètres à dix par sept centimètres et son poids a été réduit de 338 grammes à 155 grammes en supprimant l'électronique des anciennes fonctionnalités (lecteur NFC, LED etc).



(a) (b) (c)

Figure 6.1 – *Nouveau prototype du verre : (a) ouvert avec l'électronique visible, (b) avec le capteur de niveau de liquide imprimé dans le verre et (c) une vue d'ensemble*

L'osselet n'a pas été modifié. Il a en effet été convenu avec les professionnels de santé que l'osselet serait utilisé avec des patients ayant des capacités motrices suffisantes pour saisir l'osselet correctement sur les capteurs de pression et de position, positionnés au centre des faces latérales. Par ailleurs, le cube et le bracelet ne nécessitent pas de modification de leur design.

6.3 Interfaces de visualisation

Afin d'afficher les données collectées par les objets de manière simple, rapide et facilement interprétable, nous avons développé une application mobile de visualisation. Cette application permet de collecter, d'enregistrer et de visualiser les données provenant des différents objets sur une tablette. Elle permet également de visualiser les précédents enregistrements afin d'accéder à une

synthèse des capacités motrices du patient pendant chaque séance. Les professionnels de santé peuvent alors évaluer l'évolution des fonctions motrices en comparant l'enregistrement de la séance en cours avec ceux des précédentes sessions. Cette section détaille les choix de conception des interfaces de visualisation pour le suivi des fonctions motrices de la main (Section 6.3.1), du bras (Section 6.3.2), de la tâche complexe *Boire* (Section 6.3.3) et des enregistrements (Section 6.3.4). Ces choix de conception se basent sur les résultats de l'étude préliminaire des fonctionnalités présentée dans la section 6.2.

6.3.1 Interfaces pour le suivi de la main

Deux interfaces ont été développées pour le suivi des fonctions motrices de la main avec l'osselet et le cube. La première interface permet de visualiser les informations relatives à l'osselet : la position des doigts et de la pression exercée par le patient sur ce dernier affichées pendant la saisie et l'amplitude et la fréquence des tremblements affichées à l'issue de la manipulation. La seconde interface permet de visualiser les informations relatives au cube : la pression appliquée sur le cube affichée pendant la saisie et l'amplitude et la fréquence des tremblements affichées à l'issue de la manipulation.

1. Position des doigts sur l'osselet

La position des doigts sur l'osselet correspond à la distance des doigts par rapport aux renfoncements cylindriques. Nous avons choisi d'utiliser un graphique en bâton (Figure 6.2) car la distance des doigts par rapport aux renfoncements n'est pas susceptible d'évoluer durant la manipulation. En effet, un graphique en bâton est plus adapté pour représenter une valeur fixe sur une durée déterminée. Notons tout de même que les valeurs affichées peuvent varier en fonction de l'évolution de la prise de l'osselet lors de sa manipulation. Comme l'extrémité des capteurs FSLP ne se trouvent pas sur le milieu des renfoncements cylindriques de l'osselet, il est nécessaire de faire correspondre le zéro du graphique avec l'emplacement des renfoncements cylindriques. Pour ce faire, nous avons soustrait, pour chaque capteur de position, la valeur mesurée lorsqu'un doigt est placé sur le centre du renfoncement cylindrique correspondant à chaque valeur mesurée par ce capteur. La couleur des barres correspond aux pastilles collées sur l'osselet présentées à la figure 4.1a afin de permettre aux professionnels de santé d'identifier plus facilement les capteurs mis en jeu.

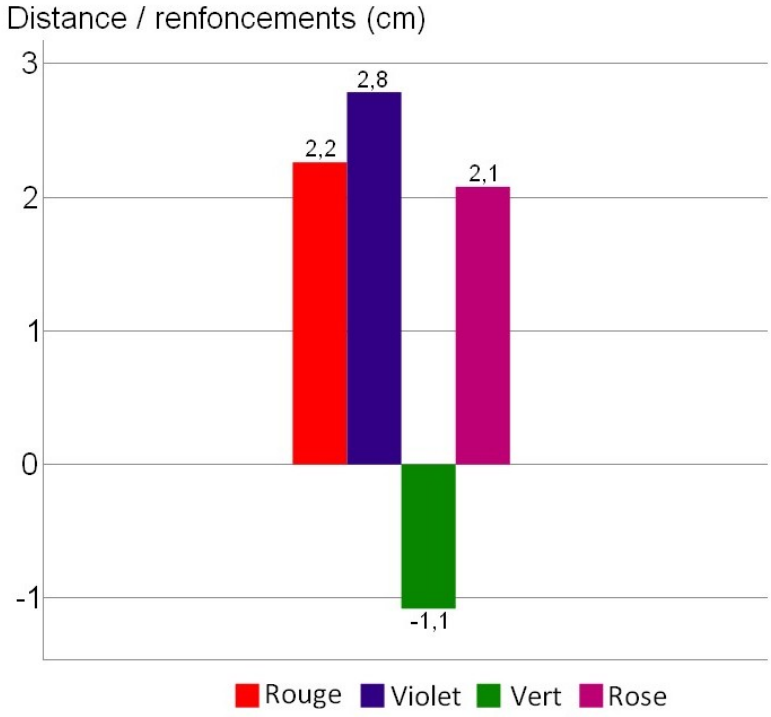
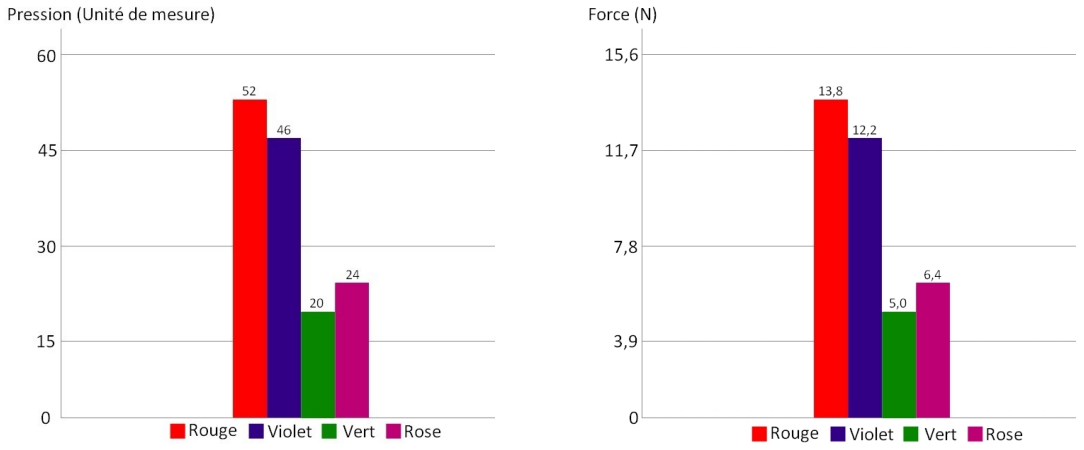


Figure 6.2 – *Visualisation de la distance des doigts par rapport aux renfoncements de l'osselet*

2. Pression

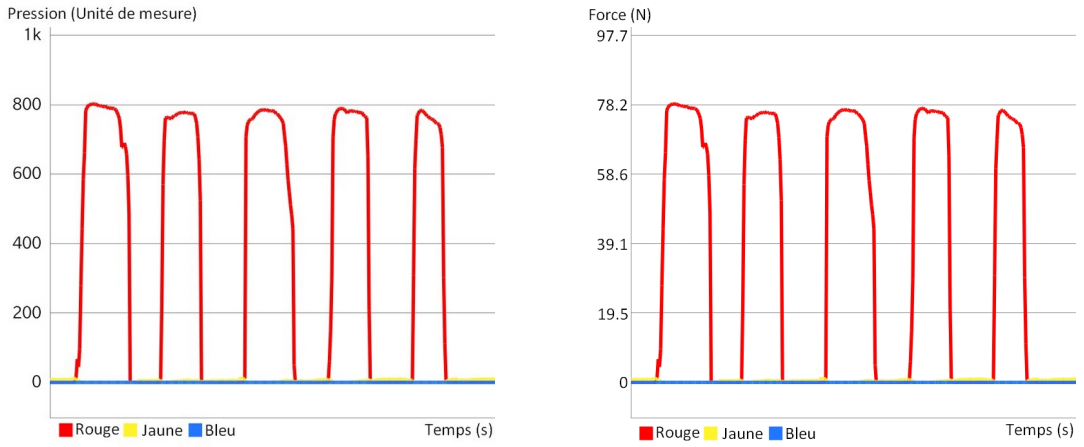
La pression appliquée sur les quatre capteurs de l'osselet pendant la saisie est également représentée à l'aide d'un graphique en bâton (Figure 6.3a). En effet, cette représentation permet de comparer aisément la pression appliquée par le patient sur chacun des capteurs lors de la saisie. L'utilisation d'un graphique en ligne composé de quatre lignes (une par capteurs) aurait surchargé l'interface et l'interprétation de l'information de pression aurait été plus compliquée à réaliser. En associant l'information de pression et de position des doigts sur l'osselet, les professionnels de santé peuvent alors analyser comment le patient saisit l'osselet et évaluer sa dextérité manuelle. La couleur des barres de ce graphique correspond aux pastilles collées sur l'osselet présentées à la figure 4.1a afin de permettre aux professionnels de santé d'identifier plus facilement les capteurs sollicités pendant la manipulation. Les données affichées par cette interface ont également été convertie en Newton afin de faciliter leur compréhension par les professionnels de santé (Figure 6.3b). Cette conversion a permis de faire correspondre l'ensemble de mesure (0-1023 unités) à l'ensemble de force mesuré par les capteurs (0-20N).



(a) **(b)**

Figure 6.3 – *Visualisation de : (a) la pression appliquée sur l'osselet et (b) la force en Newton appliquée sur l'osselet*

La pression appliquée sur le cube est représentée à l'aide d'un graphique en ligne plutôt qu'un graphique en bâton (Figure 6.4a). En effet, cette représentation permet de mieux surveiller l'évolution de la pression appliquée sur le cube lors de la saisie. Nous avons adopté un affichage de la pression moyenne appliquée par le patient sur les faces opposées du cube afin de ne pas surcharger l'interface tout en conservant un degré de compréhension suffisant pour évaluer la préhension de la main lors de la manipulation. La couleur des courbes correspond aux pastilles collées sur le cube (Figure 4.2b) afin de permettre aux professionnels de santé d'identifier plus facilement les capteurs sollicités pendant la manipulation. Les données affichées par cette interface ont également été convertie en Newton afin de faciliter leur compréhension par les professionnels de santé (Figure 6.4b). Cette conversion a permis de faire correspondre l'ensemble de mesure (0-1023 unités) à l'ensemble de force mesuré par les capteurs (0-100N).



(a) **(b)**

Figure 6.4 – *Visualisation de : (a) la pression appliquée sur le cube et (b) la force en Newton appliquée sur le cube*

3. Tremblements

Les tremblements se décomposent en tremblements de translation et de rotation et se manifestent selon trois axes : X, Y et Z. Comme l'indiquent les résultats de l'étude préliminaire des fonctionnalités, les professionnels de santé souhaitent connaître l'amplitude et la fréquence de ces tremblements. Nous avons donc opté pour l'utilisation de deux graphiques composés chacun de trois bâtons (axes X, Y et Z) pour représenter les amplitudes des tremblements qui sont des valeurs spécifiques et immuables pour chaque enregistrement (Figure 6.5). Le graphique de gauche correspond aux tremblements en translation et celui de droite aux tremblements en rotation. En cliquant sur un bâton, la fréquence des tremblements correspondante à l'amplitude sélectionnée est affichée en bas de l'écran.

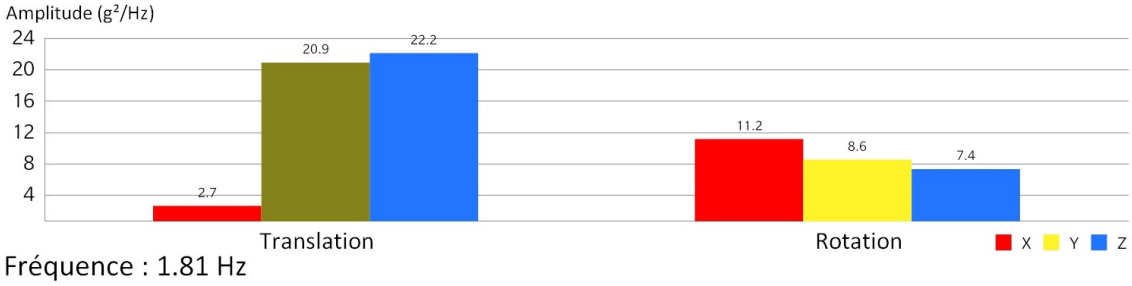


Figure 6.5 – *Visualisation des tremblements en translation et en rotation*

6.3.2 Interface pour le suivi du bras

Une interface de visualisation a été développée pour le suivi des fonctions motrices du bras avec le bracelet. Cette interface permet de visualiser les mouvements du bras pendant le déplacement des anneaux, l'amplitude et la fréquence des tremblements à l'issue de la tâche de la manipulation. Nous n'avons pas développé d'interface de visualisation pour le vêtement instrumenté car son développement a été arrêté après l'étude préliminaire des fonctionnalités.

Les données collectées par l'accéléromètre du bracelet sont affichées afin de visualiser les mouvements du bras du patient. Nous avons opté pour l'utilisation d'un graphique composé d'une ligne par axe X, Y et Z de l'accéléromètre (Figure 6.6) afin de permettre aux professionnels de santé une meilleure évaluation des mouvements du patient au cours du temps. Cette représentation favorise également la détection des mouvements irréguliers ou anormaux qui se traduisent par un pic d'amplitude importante sur les courbes affichées.

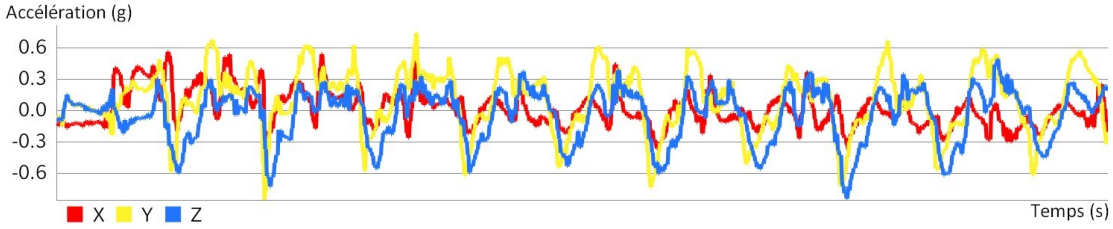


Figure 6.6 – *Visualisation des mouvements du bras à l'aide de l'accéléromètre*

6.3.3 Interface pour le suivi de la tâche *Boire*

Une interface de visualisation a été développée pour le suivi de l'indépendance et de la tâche *Boire* avec le verre. Cette interface permet de visualiser le niveau de liquide dans le verre, son orientation et la pression appliquée sur ce dernier pendant la manipulation ainsi que l'amplitude et la fréquence des tremblements à l'issue de la manipulation. Nous n'avons pas développé d'interface permettant de visualiser l'activité physique journalière des patients. En effet, les travaux menés sur la reconnaissance d'activités quotidiennes, présentés dans la section 5.7, sont une première étape dans le suivi de l'indépendance fonctionnelle et de la sédentarité à domicile et les interfaces développées dans ce chapitre se concentrent sur le suivi des fonctions motrices et de l'indépendance fonctionnelle pendant les séances de rééducation.

1. Niveau de liquide

Le niveau de liquide est représenté à l'aide d'un graphique en ligne (Figure 6.7). Nous avons opté pour cette représentation car elle permet de suivre l'évolution du niveau d'eau à l'intérieur du verre de manière simple et rapide. Il est ainsi plus facile de détecter quand le patient vide le verre, notamment en comparant la courbe du niveau de liquide avec la courbe de l'orientation du verre présentée ci-dessous.

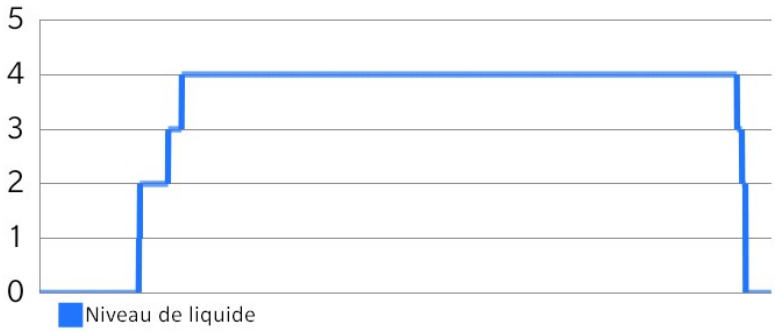


Figure 6.7 – *Visualisation du niveau de liquide dans le verre*

2. *Orientation*

L'orientation du verre est représentée avec un graphique en ligne (Figure 6.8). Nous avons opté pour cette représentation car elle permet aux professionnels de santé de pouvoir analyser l'évolution de l'orientation pendant la manipulation plutôt que de connaître l'angle d'inclinaison du verre à un instant donné. Comme évoqué précédemment, comparer la courbe de niveau d'eau et celle de l'orientation permet de détecter lorsque le patient vide le verre. En comparant la courbe de niveau d'eau (Figure 6.7) et celle de l'orientation (Figure 6.8) qui proviennent du même enregistrement, on remarque que l'inclinaison du verre à environ 140° correspond au moment où le patient vide le contenu de ce dernier.

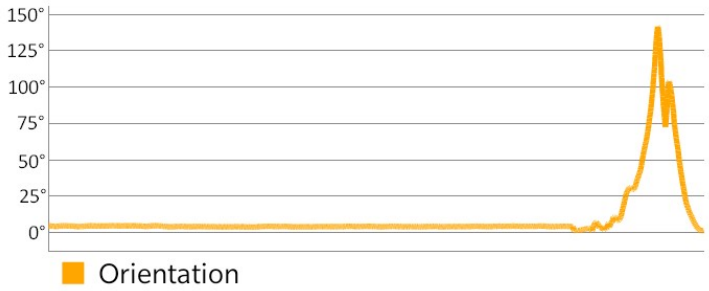


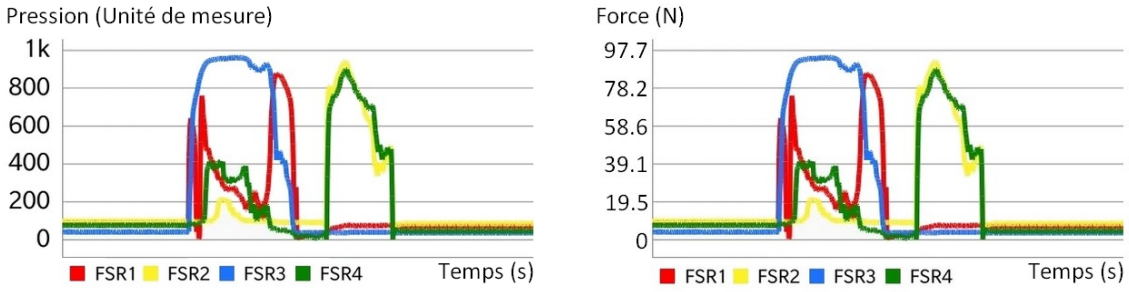
Figure 6.8 – *Visualisation de l'orientation du verre*

3. *Pression*

La pression appliquée sur le verre pendant la manipulation est représentée à l'aide d'un graphique en ligne (Figure 6.9a). Nous avons opté pour cette représentation afin de permettre aux professionnels de santé de suivre l'évolution de la pression appliquée sur le verre au cours de la manipulation. Cette représentation permet ainsi de détecter des faiblesses musculaires dans les doigts ou de la spasticité. En effet, les professionnels de santé pourront détecter la spasticité par exemple lorsque la courbe de pression augmentera significativement. Les données affichées par cette interface ont également été convertie en Newton afin de faciliter leur compréhension par les professionnels de santé (Figure 6.9b). Cette conversion a permis de faire correspondre l'ensemble de mesure (0-1023 unités) à l'ensemble de force mesuré par les capteurs (0-100N).

4. *Tremblements*

L'amplitude et la fréquence des tremblements sont représentées comme pour l'osselet et le cube à l'aide d'un graphique en bâton. Les raisons de ce choix sont les mêmes que celles évoquées précédemment.



(a) **(b)**

Figure 6.9 – *Visualisation de la pression exercée sur le verre : (a) en unité de mesure et (b) en Newton*

6.3.4 Enregistrements

Afin de visualiser les données enregistrées lors d'un exercice, nous avons développé une interface qui propose plusieurs onglets afin d'accéder aux informations collectées par chaque objet. Chaque onglet regroupe toutes les interfaces de visualisation correspondantes à l'objet sélectionné. Un exemple est présenté à la figure 6.10. Les professionnels de santé peuvent alors comparer les enregistrements de différentes séances et évaluer l'évolution des fonctions motrices des patients séance après séance.

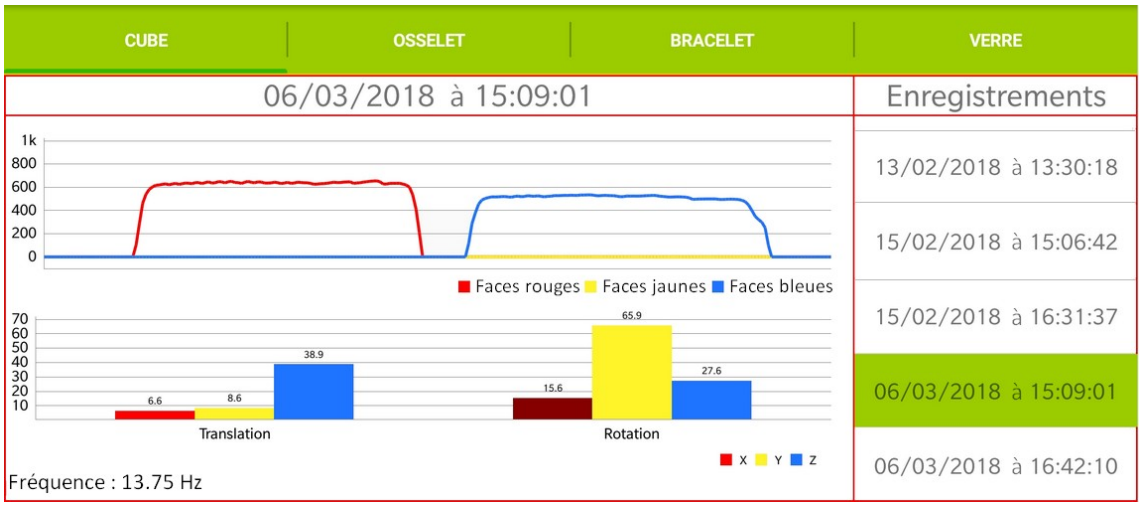


Figure 6.10 – *Exemple de visualisation d'un enregistrement pour le cube*

6.4 Étude préliminaire des interfaces de visualisation

6.4.1 Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude est de valider le développement des interfaces de visualisation pour chaque objet auprès des futurs utilisateurs, c'est-à-dire des professionnels de santé et de collecter des retours sur de possibles améliorations.

6.4.2 Participants

Cette étude préliminaire a été menée avec six professionnels de santé du centre de rééducation Havrais. Les participants étaient quatre femmes (quatre ET dont une stagiaire) et deux hommes (un ET et un KT stagiaire) âgés de 20 à 35 ans ($\mu = 24.5$, $\sigma = 4.9$). Les thérapeutes travaillaient avec des patients victimes d'AVC en phase de rééducation et avaient en moyenne 4.1 années d'expérience.

6.4.3 Matériel

Pour cette étude, nous avons utilisé l'osselet, le cube, le bracelet et le verre. Nous avons également utilisé une tablette embarquant notre application de visualisation. Aussi, nous avons utilisé des guides d'entretien prédéfinis qui sont présentés dans la section suivante. Pour les mêmes raisons que celles évoquées dans la section 6.2.3, nous avons adopté des guides d'entretien personnalisés qui ne s'inspirent pas d'instruments existants.

6.4.4 Procédure

Cette étude a suivi un protocole prédéfini. Chaque entretien a été réalisé dans une pièce calme, séparée de la salle de rééducation.

La première partie de l'expérience consistait à informer les participants de la nature et des objectifs de l'étude. Ensuite, nous avons rappelé aux professionnels de santé les fonctionnalités des objets utilisés pendant cette étude en détaillant les capteurs intégrés dans les objets et le type de données collectées. Nous avons également présenté en détail les interfaces de visualisation de chaque objet. Par la suite, il a été demandé à chaque participant de signer un formulaire de consentement libre et éclairé et de fournir les mêmes informations personnelles que lors de l'étude des fonctionnalités (Annexe D.1). Enfin, les professionnels de santé ont pu manipuler les objets afin de découvrir le fonctionnement de ces interfaces.

La seconde partie de cette étude consistait en un entretien semi-structuré individuel. Cet entretien abordait les choix de conception des interfaces de visualisation et visait à évaluer ces dernières ainsi qu'à récolter des recommandations et de possibles améliorations. Chaque entretien individuel a

été enregistré (audio et vidéo) afin de permettre une analyse approfondie ultérieure. Le guide d'entretien détaillé est présenté dans l'annexe E.

La durée moyenne des entretiens individuels était d'approximativement 14 minutes (min : 8 minutes, max : 18 minutes).

6.4.5 Résultats

Une analyse thématique du contenu a été réalisée et les résultats sont présentés dans l'ordre suivant : (i) interfaces pour le suivi des fonctions motrices de la main, (ii) interface pour le suivi des fonctions motrices du bras et (iii) interface pour le suivi de la tâche *Boire*.

1. Interfaces pour le suivi de la main

Le graphique en bâton utilisé pour représenter la position des doigts sur l'osselet au cours du temps a été jugé pertinent par tous les participants. Cependant, trois ergothérapeutes ont mentionné qu'un graphique en ligne serait plus pertinent afin de permettre d'évaluer les variations de la position des doigts sur l'ensemble de l'enregistrement. Au contraire, deux ergothérapeutes stagiaires n'ont pas recommandé l'usage d'un graphique en ligne pour visualiser la position car ils estiment qu'afficher quatre courbes (une par capteur) surchargerait l'interface.

Tous les participants ont jugé pertinent l'utilisation d'un graphique en bâton pour représenter la pression appliquée sur l'osselet. En effet, cette représentation permet selon eux une compréhension plus rapide de la pression instantanée appliquée sur l'osselet contrairement à une représentation en ligne qui propose une visualisation des données plus détaillée mais moins facilement abordable. Aussi, cinq ergothérapeutes ont trouvé pertinent l'utilisation d'un graphique en ligne pour afficher la pression appliquée sur le cube car elle permet de surveiller l'évolution de la pression pendant la saisie, ce qui est complémentaire de l'osselet. D'autre part, l'ensemble des participants a demandé l'ajout de deux fonctionnalités. La première fonctionnalité concerne la représentation en bâton pour l'osselet et consiste à fixer un seuil de pression à atteindre pour le patient. Par exemple, le patient doit s'approcher le plus possible d'une ligne horizontale définissant le seuil de pression à atteindre sans jamais la dépasser ou encore rester constamment au-dessus du seuil de pression fixé. La seconde fonctionnalité concerne la représentation en ligne du cube et consiste à reproduire des schémas de pression afin de travailler le contrôle de la force de saisie comme par exemple maintenir une pression constante sur une durée déterminée. Enfin, cinq ergothérapeutes ont mentionné qu'ils aimeraient pouvoir choisir le type de

représentation en fonction de l'exercice effectué puisque chacune d'elle a ses avantages. En effet, la représentation en bâton permet une compréhension plus facile et plus rapide des données et permet de fixer des objectifs de pression à atteindre tandis que la représentation en ligne est plus adaptée au suivi de l'évolution de la pression au cours de l'exercice et permet une meilleure évaluation des variations de pression.

Tous les participants ont mentionné que l'utilisation d'un graphique en bâton pour représenter les tremblements est pertinente. En effet, les amplitudes et fréquences des tremblements en translation et en rotation sont calculées à la fin de l'enregistrement sur l'ensemble des données de mouvement collectées. Cependant, trois ergothérapeutes ont demandé s'il était possible de calculer les tremblements sur une portion de l'exercice, comme par exemple lors du déplacement des anneaux le long des tiges horizontales du niveau un à deux, afin d'avoir une vision plus précise des tremblements des patients.

2. *Interface pour le suivi du bras*

Tous les participants ont jugé pertinente la représentation en ligne pour les mouvements du bracelet. En effet, les mouvements du bras étant des déplacements spatiaux au cours du temps, une représentation en ligne permet de mieux évaluer les variations et les irrégularités des mouvements pendant l'exercice. Cinq ergothérapeutes ont aussi précisé que le suivi des mouvements irréguliers peut s'effectuer directement avec la représentation en ligne car les mouvements irréguliers sont caractérisés par un pic d'amplitude importante sur les courbes affichées.

Tous les participants ont aussi mentionné que l'utilisation d'un graphique en bâton pour représenter les tremblements est pertinente pour les mêmes raisons que pour l'osselet et le cube.

3. *Interface le suivi de la tâche Boire*

L'ensemble des participants a jugé pertinent l'utilisation d'un graphique en ligne pour représenter l'évolution du niveau de liquide à l'intérieur du verre. Cependant, deux ergothérapeutes ont signalé qu'un graphique en ligne n'était pas la meilleure représentation du niveau de liquide. En effet, ces deux participants auraient préféré un pictogramme indiquant lorsque le patient remplit ou vide le verre. Ils auraient également préféré connaître le temps de remplissage et le nombre de fois où le verre a été rempli et vidé. Ces informations ont été jugées plus représentatives des capacités motrices du patient qu'un graphique en ligne représentant le niveau de liquide par ces participants.

L'ensemble des participants a mentionné que l'utilisation d'un graphique en

ligne pour représenter l'orientation du verre est pertinente. En effet, il est important d'après eux de pouvoir visualiser facilement l'évolution de l'orientation au cours de la manipulation.

Tous les participants ont mentionné que l'utilisation d'un graphique en ligne pour représenter la pression est pertinente pour le verre. En effet, cette représentation permet d'analyser l'évolution de la pression pendant la manipulation et de détecter de la spasticité ou des troubles moteurs de la main. Comme pour l'osselet et le cube, cinq ergothérapeutes ont mentionné qu'ils aimeraient pouvoir choisir le type de représentation (en bâton ou en ligne).

Tous les participants ont également mentionné que l'utilisation d'un graphique en bâton pour représenter les tremblements est pertinente pour les mêmes raisons que pour l'osselet, le cube et le bracelet.

6.4.6 Discussion

Bien que cette étude préliminaire arrive à des résultats intéressants, plusieurs limitations apparaissent dans son exécution. Tout d'abord, cette étude a été réalisée avec six participants travaillant dans le même centre de rééducation. Il serait intéressant de diversifier les horizons des participants afin d'évaluer l'impact des méthodes de travail dans les centres de rééducation sur les avis concernant les interfaces de visualisation mais aussi sur les idées de développements futurs. Aussi, les idées proposées par les participants telles que l'ajout d'objectifs de pression à atteindre ou de courbe de pression à reproduire devraient être évaluées auprès des participants ne les ayant pas mentionnés afin de récolter leurs avis et de confronter ces résultats aux résultats existants. De plus, l'ensemble des participants avait une moyenne d'âge de 24.5 ans avec seulement 4.1 années d'expérience en moyenne. Il serait donc intéressant de compléter cette étude préliminaire en confrontant les résultats obtenus lors de cette étude avec les résultats obtenus avec des participants plus âgés et avec plus d'expérience de la rééducation après un AVC. Nous pourrions alors, comme évoquée dans la discussion de l'étude précédente (Section 6.2.6), évaluer l'impact de l'âge des participants sur l'acceptation d'outils de visualisation dans leur métier ainsi que la relation entre l'expérience et les idées d'améliorations proposées.

6.4.7 Recommandations

Les résultats de cette étude, résumés dans le tableau 6.5, mettent en évidence plusieurs améliorations possibles des interfaces de visualisation, proposées par les professionnels de santé. Tout d'abord, les participants ont proposé de laisser la possibilité aux professionnels de santé utilisant l'application mobile de choisir le

type de représentation qu'ils désirent pour visualiser la pression appliquée sur le verre, l'osselet et le cube. De plus, les participants ont demandé la possibilité de pouvoir proposer les jeux évoqués précédemment aux patients afin de travailler le contrôle moteur des doigts et la dextérité. Enfin, l'ajout d'une fonctionnalité permettant de calculer les amplitudes et fréquences des tremblements sur des parties de l'exercice sera également envisagé.

Fonctionnalité	Interfaces	Validée	Commentaire	
Position des doigts (osselet)	Bâtons	✓ (6/6)	• Pertinent car pas de surcharge de l'interface	(6/6)
			• Graphique en ligne plus pertinent pour suivre l'évolution	(3/6)
Pression (osselet)	Bâtons	✓ (6/6)	• Pertinent car compréhension rapide	(6/6)
			• Ajout d'un seuil à atteindre ou à ne pas dépasser	(6/6)
			• Possibilité de choisir le type de représentation	(5/6)
Pression (cube)	Lignes	✓ (5/6)	• Complémentaire de l'osselet car suivi de l'évolution	(5/6)
			• Ajout de schémas de pression à reproduire	(6/6)
			• Possibilité de choisir le type de représentation	(5/6)
Tremblements (osselet et cube)	Bâtons	✓ (6/6)	• Ajout du calcul des tremblements sur une portion de l'exercice	(3/6)
Mouvements du bras (bracelet)	Lignes	✓ (6/6)	• Pertinent pour suivre l'évolution	(6/6)
Mouvements irréguliers (bracelet)	Lignes	✓ (6/6)	• Utilisation de la même interface que pour les mouvements du bras	(6/6)
Tremblements (bracelet)	Bâtons	✓ (6/6)	• Pareil que pour l'osselet et le cube	(6/6)
Niveau de liquide (verre)	Ligne	✓ (6/6)	• Pertinent pour suivre l'évolution	(6/6)
			• Ajout d'un pictogramme et du nombre de remplissage/vidage	(2/6)
Orientation (verre)	Ligne	✓ (6/6)	• Pertinent car compréhension rapide et suivi de l'évolution facile	(6/6)
Pression (verre)	Lignes	✓ (6/6)	• Pertinent car suivi de l'évolution	(6/6)
			• Possibilité de choisir le type de représentation	(5/6)
Tremblements (verre)	Bâtons	✓ (6/6)	• Pareil que pour l'osselet et le cube	(6/6)

Tableau 6.5 – *Résumé des résultats de l'étude des interfaces de visualisation pour le suivi des fonctions motrices de la main, du bras et de l'indépendance fonctionnelle*

6.5 Conclusion

Ce chapitre a présenté les résultats d'une étude préliminaire visant à explorer l'ensemble des fonctionnalités ainsi que le design des objets avec les professionnels de santé afin de récolter des retours sur de possibles améliorations. Cette étude a été réalisée avec quatorze participants provenant de trois centres de rééducation du nord de la France. L'osselet, le cube et le bracelet ont été évalués avec six participants. Le vêtement instrumenté a été évalué avec cinq participants et SyMPATHy a été évalué avec tous les participants. Les résultats de cette étude ont indiqué que l'utilisation de l'osselet, du cube et du bracelet pour le suivi de l'activité des membres supérieurs pendant les séances de rééducation est une approche intéressante. De même, l'utilisation de SyMPATHy pour le suivi de l'indépendance et de la tâche complexe *Boire* est une approche intéressante, tout comme l'utilisation du verre pour surveiller l'activité physique journalière des patients à domicile. Cependant, le positionnement des capteurs sur l'osselet ainsi que leur seuil d'activation ne permettent pas son usage par tous les patients. Il a donc été convenu que l'osselet serait utilisé uniquement avec des patients dont la force de préhension est suffisante pour acquérir des données fiables. De plus, le vêtement instrumenté présente trop de contraintes d'utilisation selon les professionnels de santé pour être utilisé par des patients après un AVC. Enfin, détecter la position du verre sur une cible et les mouvements irréguliers n'est pas nécessaire tout comme les retours visuels et audio. En se basant sur ces résultats, nous avons conçu une application mobile permettant de visualiser les données collectées par chacun des objets. Cette application a pour but de présenter de manière simple, rapide et efficace les informations collectées par les objets aux professionnels de santé. Nous avons ensuite mené une étude préliminaire visant à valider les interfaces de visualisation de chaque objet auprès des professionnels de santé et à collecter des retours sur de possibles améliorations. Les résultats ont montré que les interfaces de visualisation proposées sont pertinentes. Cependant, les participants ont proposé plusieurs améliorations telles que le choix du type de visualisation pour les données de pression (graphique en ligne ou en bâton) ainsi que l'ajout de nouvelles fonctionnalités permettant aux patients d'imiter des courbes de pression prédéfinies ou encore à maintenir un objectif de pression sur la durée.

À l'avenir, nous allons poursuivre les études présentées dans ce chapitre avec de nouveaux participants afin d'obtenir des données complémentaires. Les nouvelles fonctionnalités ainsi que les modifications demandées par les participants seront intégrées aux interfaces de visualisation et évaluées avec des professionnels de santé. Nous planifions également de mener une étude visant à valider le nouveau design du prototype SyMPATHy. Enfin, nous allons rechercher

de nouvelles technologies pour mesurer la pression et la position des doigts sur l'osselet afin d'éviter d'avoir un seuil minimal de détection trop élevé nous obligeant à exclure certains patients des études futures.

Chapitre 7

Étude avec des patients

Sommaire

7.1 Introduction **156**
7.2 Pré-tests **156**
7.2.1 Objectif de l'étude 156
7.2.2 Participants 157
7.2.3 Matériel 157
7.2.4 Procédure 157
7.2.5 Résultats 159
7.2.6 Discussion 160
7.2.7 Recommandations 160
7.3 Étude d'utilisabilité et d'acceptabilité **161**
7.3.1 Objectif de l'étude 161
7.3.2 Participants 161
7.3.3 Matériel 161
7.3.4 Procédure 162
7.3.5 Résultats 165
7.3.6 Discussion 169
7.4 Conclusion **173**

Les travaux présentés dans ce chapitre ont donné lieu à deux publications :

- **Bobin, M.**, Anastassova, M., Boukallel, M., & Ammi, M. (2018, Juin). Design and study of a smart cup for monitoring the arm and hand activity of stroke patients, *2018 IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine.* IEEE.
- **Bobin, M.**, Boukallel, M., Anastassova, M., Bimbard, F., & Ammi, M. (2018, Juin). SpECTRUM : Smart ECosystem for sTRoke patient's Upper limbs Monitoring. Communication soumise à *Smart Health Journal* ELSEVIER.

7.1 Introduction

Après avoir évalué les fonctionnalités des objets et les interfaces de visualisations auprès des professionnels de santé, il est nécessaire de pré-tester les objets avec des patients en conditions réelles afin de s'assurer de la fiabilité des données collectées. Ensuite, il est important d'étudier l'utilisabilité et l'acceptabilité de ces objets auprès des patients victimes d'AVC.

L'*utilisabilité* peut être définie comme "le degré selon lequel un produit peut être utilisé, par des utilisateurs identifiés, pour atteindre des buts définis avec efficacité, efficience et satisfaction, dans un contexte d'utilisation spécifié" (International Electrotechnical Commission, 2007). Les critères de l'utilisabilité provenant des définitions de Nielsen (1994) peuvent être synthétisés en trois critères :

- l'efficacité : le produit permet à ses utilisateurs d'atteindre le résultat prévu.
- l'efficience : atteint le résultat avec un effort limité ou requiert un temps minimal.
- la satisfaction : confort et évaluation subjective de l'interaction pour l'utilisateur.

L'*acceptabilité* peut être définie comme la volonté exprimée par un groupe d'utilisateurs d'utiliser la technologie pour les tâches pour lesquelles celle-ci a été conçue (Dillon and Morris, 1996). L'acceptabilité, par les utilisateurs, d'un système d'information est considérée comme le facteur déterminant de son succès ou son échec (Nickerson, 1981; Gould and Lewis, 1985; Davis, 1993). En effet, les utilisateurs sont souvent réticents à utiliser de nouveaux systèmes d'information bien que ces systèmes entraînent un gain de performance important (Alavi, 1984; Swanson, 1988).

Ce chapitre présente dans la section 7.2 les résultats d'une série de pré-tests visant à évaluer la fiabilité de la collecte de données et de détecter de potentiels problèmes lors de l'utilisation des objets. Nous présentons également dans la section 7.3 les résultats d'une étude préliminaire visant à évaluer l'utilisabilité et l'acceptabilité des objets présentés précédemment par des patients victimes d'AVC.

7.2 Pré-tests

7.2.1 Objectif de l'étude

Cette étude vise à s'assurer de la fiabilité des données récoltées par l'osselet, le cube et le bracelet avec trois patients afin de détecter de possibles dysfonctionnements pendant la collecte de données. Les raisons pour lesquelles

SyMPATHy n'a pas été pré-testé sont présentées dans la section 7.2.4. Cette étude a été approuvée par le *Comité de Protection des Personnes* (ID RCB 2017-A02020-53).

7.2.2 Participants

Trois patients hospitalisés au centre de rééducation du Havre ont été impliqués dans cette étude, une femme et deux hommes âgés de 58 à 75 ans ($\mu = 67.3$, $\sigma = 8.6$). Deux patients (un homme et une femme) ont eu un AVC ischémique tandis que le troisième a eu un AVC hémorragique. En moyenne, les patients ont eu leur AVC il y a treize mois ($\mu = 13.3$, $\sigma = 1.5$). Les troubles moteurs rencontrés par les patients allaient de l'hémiparésie à l'ataxie en passant par de légers troubles de la commande motrice ou la dysarthrie. Les trois patients sont droitiers et seul le patient hémiparétique avait des troubles du côté gauche.

7.2.3 Matériel

Pour cette étude, nous avons utilisé l'osselet, le cube et le bracelet. Nous avons également utilisé une table d'ergothérapie réglable en hauteur ainsi qu'une chaise sans roues et sans accoudoirs. Afin de pré-tester le bracelet, nous avons utilisé un arbre à anneaux présenté lors de l'étude observationnelle (Figure 3.1a) ainsi que dix anneaux en plastique. Les tiges horizontales ont été positionnées à dix, trente et cinquante centimètres au dessus du pied de l'arbre à anneaux et seront nommées respectivement les niveaux 1, 2 et 3. Dans la suite de ce chapitre, le pouce, l'index, le majeur, l'annulaire et le petit doigt sont respectivement notés I, II, III, IV et V. Les côtés de l'osselet sont notés V, Vi, R, Ro (Vert, Violet, Rouge, Rose) correspondant aux points colorés placés sur chaque côté. Les côtés opposés du cube sont associés à R, J et B (Rouge, Jaune et Bleu) correspondant aux points colorés de chaque côté.

7.2.4 Procédure

Cette étude a suivi un protocole prédéfini pour chaque objet. Chaque patient a été accueilli dans une salle calme à l'écart de la salle de rééducation et a participé aux pré-tests de deux objets parmi l'osselet, le cube et le bracelet. En effet, solliciter les patients pour évaluer tous les objets entraînerait une fatigue musculaire trop importante chez ces derniers ne permettant pas de valider le bon fonctionnement des objets. C'est également pour cette raison que nous n'avons pas jugé nécessaire de pré-tester SyMPATHy. De plus, le verre embarque les mêmes capteurs de pression que le cube et la même centrale inertielle que l'osselet et le cube. Nous pourrons donc transposer les résultats des pré-tests de

l'osselet et du cube au verre. La répartition des patients et des objets s'est fait arbitrairement. Le patient ayant fait un AVC hémorragique a effectué les exercices avec l'osselet et le cube. Le patient atteint de dysarthrie et d'ataxie a réalisé les exercices avec le cube et la montre. Enfin, le patient hémiparétique a effectué les exercices avec l'osselet et la montre.

La première partie de l'expérience consistait à informer les participants de la nature et des objectifs de l'étude. Nous avons ensuite présenté aux patients les objets pré-testés en détaillant leurs fonctionnalités. Nous avons également présenté les interfaces de visualisation aux patients afin de leur permettre de comprendre l'intérêt de tels objets. Enfin, il a été demandé à chaque patient de signer un formulaire de consentement libre et éclairé et de fournir des informations personnelles présentées dans l'annexe F.1.

La seconde partie de l'expérience consistait pour le patient à réaliser différentes tâches avec deux des trois objets présentés précédemment. Afin d'assurer des conditions d'expérimentation équivalentes et reproductibles, nous avons demandé au patient de s'asseoir sur une chaise placée devant une table. La hauteur de la table a été ajustée de façon à ce que les avant-bras du patient soient posés sur la table et que l'angle de flexion des coudes soit un angle droit. Une fois le patient correctement installé, il a été demandé à ce dernier de réaliser les tâches présentées ci-dessous sous contrôle de l'expérimentateur. Un professionnel de santé était présent lors de la réalisation des exercices. Ses commentaires ont également été collectés. Chaque exercice a été enregistré (audio et vidéo) afin de pouvoir comparer la tâche réellement effectuée avec les données collectées par les objets.

Les tâches à réaliser avec l'osselet consistent à le saisir avec la pince bi-digitale et avec trois doigts (un par face) afin de solliciter trois capteurs à la fois, de le soulever puis de le reposer. Ces tâches sont détaillées ci-dessous.

- Saisir l'osselet avec une prise bi-digitale (I/II, I/III, I/IV, I/V) sur deux côtés opposés (V/Vi, R/Ro), le soulever et le reposer sur la table (2 répétitions).
- Saisir l'osselet avec une prise tri-digitale (I, II et III), une par côté (V/Vi/R, V/Vi/Ro, R/Ro/V, R/Ro/Vi), le soulever et le reposer sur la table (2 répétitions).

Les tâches à réaliser avec le cube consistent à le saisir avec la pince bi-digitale et avec trois doigts (un par face) afin de solliciter trois capteurs différents et de le saisir avec la main sans contrainte. Ces tâches sont détaillées ci-dessous.

- Saisir le cube avec une prise bi-digitale (I/II, I/III, I/IV, I/V) sur deux côtés opposés (R, J, B), le soulever et le reposer sur la table (2 répétitions).

- Saisir le cube avec une prise tri-digitale (I, II et III) sur trois côtés (R/J, B/J, B/R, J/R, J/B), le soulever et le reposer sur la table (2 répétitions).
- Saisir le cube avec la main (2 répétitions).

Les tâches à réaliser avec le bracelet consistent à déplacer dix anneaux d'une branche, appelée niveau, à une autre de l'arbre à anneaux. Ces tâches sont détaillées ci-dessous.

- Déplacer 10 anneaux un à un du niveau 1 au niveau 2.
- Déplacer 10 anneaux un à un du niveau 2 au niveau 3.
- Déplacer 10 anneaux un à un du niveau 3 au niveau 2.
- Déplacer 10 anneaux un à un du niveau 2 au niveau 1.
- Répéter la séquence une seconde fois.

La durée moyenne de l'expérience était d'approximativement 11 minutes (min : 8 minutes, max : 15 minutes).

7.2.5 Résultats

Après avoir évalué la fiabilité des données collectées par les objets durant les exercices en vérifiant le nombre de capteurs de pressions activés ainsi que les mouvements des objets en fonction de la tâche demandée, nous pouvons dire que le cube permet un suivi fiable de la pression exercée par le patient et des mouvements irréguliers de ce dernier. De même, le bracelet permet un suivi fiable des mouvements du bras du patient lors du déplacement d'anneaux. De plus, la détection des tremblements avec l'osselet, le cube et le bracelet semble indiquer que les patients n'ont pas présenté de tremblements durant les exercices, ce qui a été confirmé par les professionnels de santé présents durant la collecte de données. À partir de ces résultats, nous pouvons inférer que SyMPATHy permettra un suivi fiable de l'activité des patients lors de son utilisation. En effet, SyMPATHy embarque les mêmes capteurs de pression et la même centrale inertielle que ceux intégrés au cube. Le principal problème mis en évidence durant ces pré-tests est un mauvais fonctionnement des capteurs de pression de l'osselet dans certaines configurations. En effet, les capteurs de pressions étant résistifs et leur forme ayant dû être modifiée afin d'épouser la forme bombée de l'osselet, le seuil minimal de détection est parfois trop élevé pour certains patients présentant un déficit moteur des doigts. La pression exercée par ces derniers est donc insuffisante pour dépasser le seuil minimal de détection des capteurs (Figure 7.1).

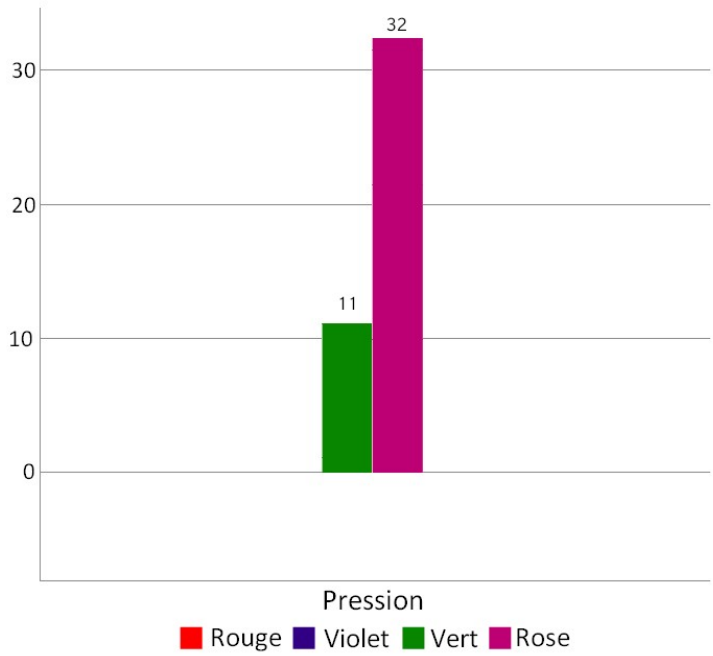


Figure 7.1 – *Exemple de pression insuffisante lors de la saisie à trois doigts de l'osselet (R/V/Ro)*

7.2.6 Discussion

Bien que ces pré-tests montrent que les objets peuvent être utilisés pour collecter des données fiables, il serait intéressant d'évaluer la collecte de données auprès d'autres patients. En effet, diversifier les données avec des patients présentant des troubles moteurs différents pourrait permettre d'adapter les objets à tout type de pathologie. D'autre part, nous n'avons pas souhaité solliciter les patients sur une longue durée à cause de la fatigue musculaire qui peut apparaître. Cependant, il serait intéressant de collecter des données pendant la réalisation d'exercices lorsque le patient présente de la fatigue musculaire afin d'évaluer la fiabilité des données collectées par les objets dans ces conditions.

7.2.7 Recommandations

D'après les professionnels de santé présent pendant la réalisation des exercices, la contrainte liée à la pression nécessaire à l'activation des capteurs de pression de l'osselet n'est pas un obstacle aux futures expérimentations car ce problème a été remarqué principalement lors de la saisie à trois doigts (un doigt par face). En effet, une telle prise n'est pas naturelle et les professionnels de santé ont mentionné durant l'expérience qu'il serait plus intéressant pour l'expérimentation future de modifier la saisie tri-digitale avec un doigt par face en une saisie tri-digitale avec le pouce sur un capteur et l'index et le majeur sur le

capteur opposé. De plus, les professionnels de santé ont suggéré d'utiliser l'osselet uniquement avec des patients présentant une force de préhension suffisante pour pouvoir activer correctement les capteurs de pression voire de la spasticité afin de détecter une force de saisie anormalement élevée. Ces deux recommandations permettent de ne pas avoir à modifier le prototype dans l'immédiat tout en conservant une collecte de données fiable.

7.3 Étude d'utilisabilité et d'acceptabilité

7.3.1 Objectif de l'étude

Cette étude vise à récolter de premiers retours sur l'utilisabilité et l'acceptabilité des objets présentés précédemment auprès de patients victimes d'AVC pendant des exercices de rééducation au centre. Nous cherchons dans cette étude à évaluer deux des trois critères de l'utilisabilité : l'efficacité et la satisfaction. L'efficience n'est pas évaluée ici car cette étude est une évaluation préliminaire qui n'a pas pour but de comparer nos développements à d'autres solutions existantes. Cette étude a été approuvée par le *Comité de Protection des Personnes* (ID RCB 2017-A02020-53).

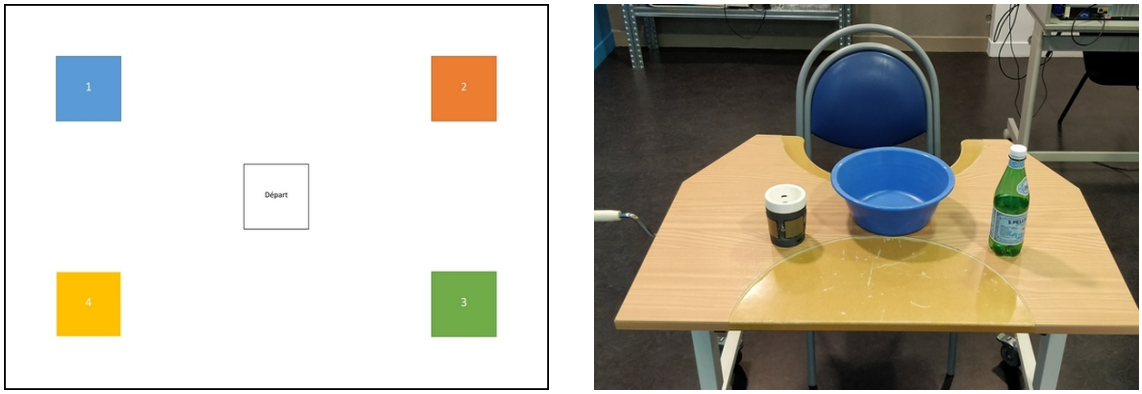
7.3.2 Participants

Neuf patients ont participé à cette étude, quatre femmes et cinq hommes âgés de 19 à 86 ans ($\mu = 63.2$, $\sigma = 20.2$). En moyenne, le premier AVC remonte à seize mois ($\mu = 16.2$, $\sigma = 15.9$). Cinq patients ont eu un AVC ischémique (AVC-I) tandis que quatre patients ont eu un AVC hémorragique (AVC-H). De plus, seulement un patient est gaucher et six patients présentaient des déficiences motrices sur leur membre supérieur non-dominant. Les patients ayant eu un AVC ischémique présentaient différents déficits à la suite de leur AVC tels que l'hémiplégie, l'ataxie, la dysmétrie, l'hémiparésie, la dysarthrie ou les tremblements. Les patients ayant eu un AVC hémorragique présentaient des troubles tels que de l'hémiparésie, de légers troubles moteurs ou des problèmes cognitifs. La patiente la plus jeune a eu un AVC hémorragique et était atteinte de paralysie faciale droite et un déficit du membre supérieur gauche. Aucun patient avec une force de préhension insuffisante pour le bon fonctionnement de l'osselet n'a été impliqué dans cette étude.

7.3.3 Matériel

Pour cette étude, nous avons utilisé l'osselet, le cube, le bracelet et le verre. Nous avons également utilisé une table d'ergothérapie réglable en hauteur ainsi

qu'une chaise sans roues et sans accoudoirs. Afin d'évaluer l'utilisabilité et l'acceptabilité du cube, nous avons utilisé une feuille A3 avec un point de départ et quatre cibles (Figure 7.2a). L'évaluation du bracelet a été réalisée en utilisant le même arbre à anneaux que celui présenté lors des pré-tests ainsi que dix anneaux en plastique. Les tiges horizontales ont été positionnées sur les niveaux 1, 2 et 3. Enfin, nous avons évalué l'utilisabilité et l'acceptabilité du verre à l'aide d'une bassine de dix centimètres de hauteur pour trente centimètres de diamètre et une bouteille d'eau en plastique de cinquante centilitres (Figure 7.2b). Nous avons par ailleurs utilisé un guide d'entretien pré-défini qui est présenté dans la section suivante. Pour les mêmes raisons que celles évoquées dans la section 6.2.3, nous avons décidé d'utiliser un guide d'entretien personnalisé ne s'inspirant pas d'instruments existants.



(a) **(b)**

Figure 7.2 – *(a) Feuille A3 avec les cibles utilisée lors de l'expérience avec le cube et (b) bassine et bouteille utilisées lors de l'expérience avec le verre*

7.3.4 Procédure

Cette étude a suivi un protocole prédéfini pour chaque objet. L'expérimentation s'est déroulée au centre de rééducation du Havre où les études préliminaires ont été réalisées. Chaque patient a été accueilli dans une salle calme à l'écart de la salle de rééducation. Contrairement aux pré-tests, chaque patient a réalisé les exercices avec les quatre objets.

La première partie de l'expérience consistait à informer les participants de la nature et des objectifs de l'étude. Nous avons ensuite présenté aux patients les objets utilisés pendant cette étude en détaillant leurs fonctionnalités. Nous avons également présenté les interfaces de visualisation aux patients afin de montrer l'intérêt de tels objets dans le processus de rééducation. Ensuite, il a été demandé à chaque patient de signer un formulaire de consentement libre et éclairé et de

fournir les même informations personnelles qui lors des pré-tests (Annexe F.1).

La seconde partie de l'expérience consistait pour le patient à réaliser différentes tâches avec les objets présentés précédemment. Nous avons mis en place les mêmes conditions d'expérimentation que lors des pré-tests pour l'osselet, le cube et le bracelet. Pour l'évaluation du verre, la position du patient par rapport à la table est identique à celle utilisée pour l'évaluation de l'osselet, du cube et du bracelet. De plus, nous avons positionné le verre et la bouteille de cinquante centilitres sur la table devant le patient, espacés de la largeur des épaules. La bouteille était ouverte et à moitié vide. Le verre a été placé devant le bras paralysé, tandis que la bouteille a été placée devant le bras sain. Une fois le patient correctement installé, il a été demandé à ce dernier de réaliser les tâches présentées ci-dessous sous contrôle de l'expérimentateur. Chaque exercice a été enregistré (audio et vidéo) afin de pouvoir comparer la tâche réellement effectuée avec les données collectées par les objets.

Les tâches à réaliser avec l'osselet sont les mêmes que celles présentées pour les pré-tests (section 7.2.4) avec une prise tri-digitale en pince : le pouce d'un côté, l'index et le majeur de l'autre (Figure 7.3a).

Les tâches à réaliser avec le cube consistent à le saisir avec la pince bi-digitale, avec la pince tri-digitale et avec la main sans contrainte puis à le déplacer en suivant le chemin désigné par les cibles sur une feuille A3 (Figure 7.3b). En effet, comme présenté dans l'état de l'art, le positionnement et la manipulation d'un objet requiert une bonne coordination des membres supérieurs et se révèle être une tâche appropriée pour les patients post-AVC (Timmermans et al., 2009a). De plus, ces tâches sont généralement basées sur la boucle *action/perception* qui exploite différents canaux sensoriels (visuel, tactile, proprioceptif, auditif, etc.). Ces tâches sont détaillées ci-dessous.

Saisie et déplacement en prise bi-digitale (I/II) :

- Saisir le cube et le déplacer du point de départ à la première cible.
- Saisir le cube et le déplacer de la première cible à la seconde.
- Saisir le cube et le déplacer de la seconde cible à la troisième.
- Saisir le cube et le déplacer de la troisième cible à la quatrième.
- Saisir le cube et le déplacer de la quatrième cible au point de départ.

Saisie et déplacement en prise tri-digitale (I/ II et III) :

- Saisir le cube et le déplacer du point de départ à la première cible.
- Saisir le cube et le déplacer de la première cible à la seconde.
- Saisir le cube et le déplacer de la seconde cible à la troisième.
- Saisir le cube et le déplacer de la troisième cible à la quatrième.

- Saisir le cube et le déplacer de la quatrième cible au point de départ.

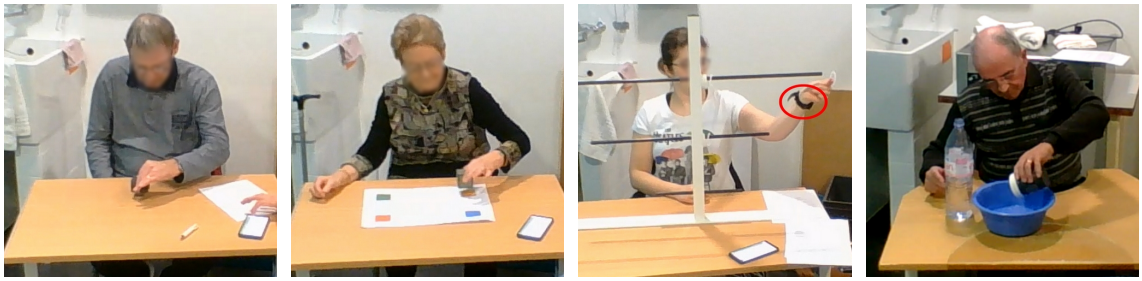
Saisie et déplacement avec la main :

- Saisir le cube et le déplacer du point de départ à la première cible.
- Saisir le cube et le déplacer la première cible à la seconde.
- Saisir le cube et le déplacer de la seconde cible à la troisième.
- Saisir le cube et le déplacer de la troisième cible à la quatrième.
- Saisir le cube et le déplacer de la quatrième cible au point de départ.

Les tâches à réaliser avec le bracelet étaient les mêmes que pendant les pré-tests (Figure 7.3c).

Enfin, les tâches à réaliser avec le verre consistaient à le remplir en saisissant une bouteille avec le bras le moins atteint. La bouteille était ensuite remplacée par la bassine. Il fallait alors saisir le verre avec le bras le plus atteint et vider son contenu dans la bassine (Figure 7.3d). Une fois cette séquence terminée, la configuration est réinitialisée (la bassine est remplacée par la bouteille à moitié remplie). Le patient effectue cette séquence autant de fois que possible, en fonction de son état de santé. Ces tâches sont détaillées ci-dessous.

- Saisir la bouteille avec le membre sain et remplir le verre entièrement.
- Reposer la bouteille sur la table.
- Remplacer la bouteille par la bassine (fait par l'expérimentateur).
- Saisir le verre et le positionner au dessus de la bassine.
- Vider le verre dans la bassine par un mouvement de supination et de rotation interne du coude.
- Reposer le verre sur la table.



(a) (b) (c) (d)

Figure 7.3 – *Différents patients pendant l'expérimentation : (a) saisie de l'osselet, (b) déplacement du cube sur les cibles de la feuille A3, (c) déplacement des anneaux sur les branches de l'arbre à anneaux et (d) utilisation SyMPATHy*

La troisième et dernière partie de cette étude consistait en un entretien semi-structuré individuel. L'entretien individuel visait à évaluer tout d'abord

l'utilisabilité de chaque objet selon deux critères (efficacité et satisfaction) en évoquant leur facilité d'utilisation (efficacité), leur design (efficacité et satisfaction) ainsi que les potentiels problèmes liés à la transmission des données et à leur utilisation générale (satisfaction). Nous avons ensuite abordé l'acceptabilité de ces objets pendant les séances de rééducation ainsi que leurs potentielles futures applications. Le guide d'entretien détaillé est présenté dans l'annexe F.2. Chaque entretien a été enregistré (audio et vidéo) afin de permettre une analyse approfondie ultérieure.

La durée moyenne de l'expérience, manipulations et entretiens inclus, était d'approximativement 22 minutes (min : 17 minutes, max : 28 minutes).

7.3.5 Résultats

1. Utilisabilité

a. Utilisabilité de l'osselet

Tous les participants ont mentionné que la taille et le poids de l'osselet étaient adéquats pour une saisie à l'aide de la pince bi-digitale ou tri-digitale. Quatre patients (trois AVC-I et un AVC-H) présentant de légers troubles moteurs et présentant divers troubles tels que l'ataxie, la dysmétrie ou la dysarthrie ont trouvé l'osselet très facile à utiliser. Un patient victime d'un AVC-I a précisé que l'exercice de saisie avec l'osselet nécessite beaucoup de concentration puisque c'est un exercice qui requiert une dextérité importante. Deux patients (un AVC-I et un AVC-H) ont mentionné que la texture de l'osselet était appropriée à la conception d'un outil de rééducation et que l'osselet ne glissait pas lors de la saisie. De plus, huit patients n'ont mentionné aucun problème concernant le positionnement des capteurs de pression et de position. Cependant, le patient le plus jeune (19 ans) atteint d'hémiparésie et de paralysie faciale a suggéré de positionner les capteurs de pression et de position sur la partie supérieure des faces latérales de l'osselet afin de faciliter la saisie sur ces capteurs. Enfin, le patient le plus âgé (86 ans) victime d'un AVC-H a présenté une fatigue musculaire visible et a trouvé l'osselet trop lourd à la fin de l'exercice.

b. Utilisabilité du cube

Tous les patients ont mentionné que la taille et le poids du cube étaient adéquats pour une saisie en pince bi-digitale ou tri-digitale. Sept patients (six AVC-I et un AVC-H) ont assuré que le cube était très facile d'utilisation. Seul un patient atteint d'hémiparésie de la main dominante a mentionné que les arêtes du cube étaient trop nettes. De plus, l'ensemble des participants a indiqué que le

cube ne glissait pas lors de la saisie, que sa texture était très adaptée à la conception d'un outil de rééducation et que le positionnement des capteurs ne présentait aucun problème. Un patient atteint de dysarthrie et de déficit moteur des membres supérieurs a précisé que la prise en main était très bonne. Enfin, un patient victime d'un AVC-I présentant des troubles moteurs des membres supérieurs avait la main légèrement engourdie à la fin de l'exercice.

c. Utilisabilité du bracelet

Tous les participants ont convenu que le poids et la taille du bracelet étaient adéquats pour l'exercice de l'arbre à anneaux et qu'il était très facile à utiliser. En effet, trois patients (deux AVC-I et un AVC-H) atteints d'hémiparésie, de dysarthrie et de paralysie faciale ont mentionné que l'utilisation du bracelet ne différait pas de celle d'une montre classique. De plus, trois patients (deux AVC-I et un AVC-H) atteints de légers troubles moteurs ont mentionné qu'ils avaient oublié qu'ils portaient le bracelet à leur poignet.

d. Utilisabilité de SyMPATHy

Huit participants (six AVC-I et deux AVC-H) avec une déficience motrice mineure ont signalé que le verre était très facile à utiliser et pouvait être utilisé de la même manière qu'un verre de cuisine. D'après eux, la taille, le poids et la texture du verre sont adéquats à la manipulation et le placement des capteurs de pression n'entrave pas la saisie et la manipulation. Cependant, un participant victime de déficience majeure des membres supérieurs a déclaré que le verre était trop lourd et sa surface trop glissante. Enfin, cinq participants (quatre AVC-I et un AVC-H) avec dysarthrie, hémiparésie et une déficience motrice mineure ont déclaré que le bord du verre était trop épais et devrait être aminci.

e. Potentiels problèmes

Aucun des patients impliqués dans cette étude n'a évoqué de potentiels problèmes liés à l'utilisation de l'osselet, du cube ou du bracelet. De plus, cinq participants (trois AVCI et deux AVC-H) présentant une déficience motrice légère et une hémiparésie ont signalé que le verre était stable, facile à manipuler et léger. Deux participants victimes d'un AVC-I avec hémiparésie et dysarthrie ont mentionné que le verre pouvait être renversé pendant la manipulation. Cependant, ils ont signalé que ce problème existait également avec un verre classique. Enfin, trois participants victimes d'AVC-I ont mentionné le risque de chute et de casse qui pourrait également survenir avec un verre classique. Enfin, un participant victime d'un AVC-I ayant des déficiences du membre supérieur

gauche a demandé si l'utilisation de composants électroniques pouvant entrer en contact avec du liquide était dangereux.

2. *Acceptabilité et applications*

a. Acceptabilité des objets en centre

Huit patients (six AVC-I et deux AVC-H) avec déficiences motrices mineures ont accepté d'utiliser les quatre objets de suivi lors de leurs séances de rééducation à l'hôpital. Bien que ces patients aient déclaré ne pas percevoir directement les avantages de tels outils de surveillance, ils pensent que ces objets de suivi sont utiles car ils permettent aux professionnels de santé d'améliorer leur diagnostic et par conséquent les aider à se rétablir plus rapidement. Cependant, trois patients (un AVC-I et deux AVC-H) ont accepté d'utiliser ces objets uniquement si leur efficacité est démontrée. Un patient victime d'un AVC-H atteint de paralysie faciale et de trouble de dextérité modéré a trouvé l'osselet et le cube très utiles pour travailler la précision des mouvements ainsi que la dextérité. Enfin, un patient victime d'un AVC-I atteint de dysarthrie a qualifié les objets d'amusants et de motivants.

b. Objet favori

Cinq patients (trois AVC-I et deux AVC-H) ont précisé n'avoir aucune préférence parmi les objets qui leur ont été présentés. Un patient victime d'un AVC-I atteint de dysarthrie et de déficit moteur du membre supérieur droit a mentionné que tous les objets semblent utiles, en particulier le bracelet qui est l'objet le plus simple à utiliser. Un patient victime d'un AVC-H atteint de paralysie faciale et de troubles de dextérité modéré qui est également le patient le plus jeune (19 ans) a préféré utiliser l'osselet car il permet de réaliser des exercices de dextérité. Deux patients victimes d'un AVC-I ont préféré le bracelet puisqu'il peut être utilisé comme une montre classique et qu'il peut être porté dans la journée pour améliorer le suivi de son activité par les professionnels de santé. Enfin, un patient victime d'un AVC-I a préféré le cube pour son design simple et épuré.

c. Applications

Huit patients (six AVC-I et deux AVC-H) n'ont pas trouvé d'autres applications possibles pour l'osselet, le cube et le bracelet. Seul un patient victime d'un AVC-I a proposé un exercice inspiré de ses séances de rééducation. L'exercice en question s'inspire de l'exercice de l'arbre à anneaux et consiste à déplacer les anneaux les uns après les autres entre le niveau un et le niveau deux en passant les anneaux dans le dos puis du niveau deux au niveau trois en passant les

anneaux derrière la tête. Cet exercice sollicite les épaules, le cou ainsi que le dos et implique également la proprioception. Concernant SyMPATHy, seuls deux patients (un AVC-I et un AVC-H) ont proposé des exercices qui différaient de l'expérience. Un patient victime d'un AVC-H travaillant sur la précision de mouvements des doigts et la rééducation tactile et sensorielle a proposé des exercices qui consistaient à recouvrir le verre de différentes textures afin d'améliorer la sensibilité des doigts. Un autre patient victime d'un AVC-I et d'une hémiparésie a suggéré de compléter l'exercice de remplissage et de vidage du verre avec la tâche de boire. En effet, le patient a mentionné que l'indépendance pour remplir et boire est très importante au quotidien.

d. SyMPATHy à domicile

Six participants (quatre AVC-I et deux AVC-H) ont convenu qu'ils utiliseraient le verre à la maison pendant la vie quotidienne si cela aidait les professionnels de santé en matière de surveillance. Cinq d'entre eux (quatre AVC-I et un AVC-H) avaient eu une hémiparésie. De plus, deux participants (un AVC-I et un AVC-H) étaient disposés à utiliser SyMPATHy à la maison mais pensaient que le verre devrait principalement être utilisé en centre de rééducation au cours des premières étapes du rétablissement. D'autre part, un participant victime d'un AVC-I n'a pas jugé utile ce dispositif pour une utilisation à domicile car le rétablissement des patients est déjà bien avancé lorsque ces derniers rentrent chez eux. Ce participant a mentionné que le verre serait plus utile durant les premières étapes de rééducation quand les patients présentent des déficiences motrices majeures et sont dépendant pour les tâches de la vie quotidienne. Enfin, le participant le plus âgé (86 ans) n'était pas disposé à utiliser le verre à la maison ou à modifier ses habitudes de longue date. Il est important de noter que les participants les plus motivés dans cette étude étaient principalement les plus jeunes (19, 45, 58, 59 ans).

e. Craintes

Sept participants (quatre AVC-I et trois AVC-H) n'ont mentionné aucune crainte quant à la transmission des données collectées par les objets si les données sont transférées des objets vers une application mobile ou un ordinateur à l'aide d'une connexion sécurisée. Ces participants n'avaient pas d'inquiétudes au sujet de la protection de la vie privée puisque les données sur la santé n'étaient pas jugées privées par ces derniers. Cependant, deux participants dont le plus âgé (86 ans) n'ont pas voulu transmettre leurs données via Internet. L'un d'eux a proposé d'enregistrer les données localement à domicile et d'apporter une clé USB contenant ces données lors de ses séances au centre de rééducation.

7.3.6 Discussion

Malgré des contraintes de temps (sollicitation des patients pendant leurs séances de rééducation, fatigue musculaire possible sur la durée, etc.) et des objectifs plutôt exploratoires, cette étude a étudié une large variété de tâches et présente des résultats prometteurs qui sont résumés dans les tableau 7.1 et tableau 7.2. Tout d'abord, cette étude a mis en évidence la facilité d'utilisation des objets par les patients grâce à leur design et leurs propriétés matérielles (taille, poids et texture). On peut cependant noter que le positionnement des capteurs de position et de pression sur l'osselet n'a majoritairement pas posé de problème aux patients alors que l'étude préliminaire avec les professionnels de santé et les pré-tests ont révélés que le positionnement de ces capteurs n'était pas optimal. D'autre part, le verre pourrait être amélioré en réduisant l'épaisseur du rebord afin de faciliter la réalisation de la tâche *Boire*. Les résultats concernant le critère d'efficacité sont donc très positifs. D'autre part, le critère de satisfaction est respecté par l'ensemble des objets puisque la majorité des patients ne s'inquiète pas de la sécurité lors de la transmission des données et ne voient que peu de problèmes à l'utilisation. Enfin, cette étude a montré que les patients sont majoritairement volontaires pour utiliser ces objets pendant leurs séances de rééducation et que l'apport potentiel de ces objets auprès des professionnels de santé pour suivre l'évolution de leur rétablissement au cours des séances de rééducation a bien été compris par l'ensemble des patients. Ces objets sont donc bien acceptés par les patients pour une utilisation en centre. Cependant, très peu ont proposé de nouvelles applications pour ces objets. Enfin, la majorité des patients est volontaire pour utiliser le verre à domicile afin d'améliorer le suivi et par conséquent leur rétablissement.

Bien que ces résultats soient intéressants, de nombreuses perspectives apparaissent. Tout d'abord, les résultats de cette étude pourraient être analysés plus en détail, avec un appui expert de la part des professionnels de santé afin de quantifier la qualité de réalisation des tâches réalisées à partir des enregistrements vidéo. En se basant sur ces résultats, il serait intéressant de concevoir un modèle de données visant à quantifier automatiquement la qualité de réalisation des tâches à partir des données collectées par les objets. Aussi, une analyse approfondie des résultats pourrait permettre de trouver des corrélations entre le type d'AVC (ischémique ou hémorragique) et l'utilisabilité ou l'acceptabilité de ces objets. De même, il serait intéressant de voir s'il existe des corrélations entre les troubles moteurs des patients et l'utilisabilité ou l'acceptabilité. D'autre part, il serait intéressant d'obtenir des retours d'autres patients, venant d'horizons différents afin de confirmer ou non les avis collectés lors de cette étude. En effet, les avis des patients peuvent être conditionnés par l'enthousiasme des professionnels de santé vis-à-vis de ces technologies. Par

ailleurs, certains patients ont mentionné qu'ils utiliseraient ces objets uniquement si leur efficacité avait été prouvée. Il serait donc intéressant de planifier une étude visant à comparer les données collectées à un ou plusieurs tests de motricité tels que ARAT ou FMA par exemple. Enfin, nous souhaitons planifier une étude visant à utiliser les objets lors des séances de rééducation sur une longue période afin d'étudier l'apport de ces objets sur le processus de rééducation et sur le diagnostique des professionnels de santé.

Élément évalué	Commentaire	
Utilisabilité de l'osselet	• Taille et poids adéquats	(9/9)
	• Facile à utiliser	(4/9)
	• Texture adaptée à la saisie	(9/9)
	• Position des capteurs adaptée	(8/9)
Utilisabilité du cube	• Taille et poids adéquats	(9/9)
	• Facile à utiliser	(6/9)
	• Texture adaptée à la saisie	(9/9)
	• Position des capteurs adaptée	(9/9)
Utilisabilité du bracelet	• Taille et poids adéquats	(9/9)
	• Facile à utiliser	(9/9)
	• Oubli au poignet	(3/9)
Utilisabilité du verre	• Taille et poids adéquats	(8/9)
	• Facile à utiliser	(8/9)
	• Texture adaptée à la saisie	(8/9)
	• Position des capteurs adaptée	(9/9)
	• Bord trop épais	(5/9)
Potentiels problèmes	• Risque de chute et de casse pour le verre	(3/9)
	• Contact possible électronique/eau pour le verre	(1/9)

Tableau 7.1 – *Résumé des résultats d'utilisabilité de l'étude d'utilisabilité et d'acceptabilité avec des patients*

Élément évalué	Commentaire	
Acceptabilité en centre	• Volontaire pour utiliser les objets	(8/9)
	• Volontaire uniquement si efficacité démontrée	(3/9)
Objet favori	• Pas de préférence	(5/9)
	• Bracelet car simple à utiliser comme une montre	(3/9)
Applications	• Pas d'idée pour l'osselet, le cube et le bracelet	(8/9)
	• Déplacement d'anneaux en passant derrière la tête et le dos	(1/9)
	• Boire avec le verre et exercice de sensibilité avec différentes textures	(2/9)
SyMPATHy à domicile	• Volontaire pour utiliser le verre	(6/9)
Craintes	• Aucune crainte	(7/9)
	• Refuse la transmission des données par internet	(2/9)

Tableau 7.2 – *Résumé des résultats de l'acceptabilité de l'étude d'utilisabilité et d'acceptabilité avec des patients*

7.4 Conclusion

Ce chapitre a présenté une série de pré-tests visant à évaluer la fiabilité de la collecte de données ainsi que de détecter de potentiels dysfonctionnements pendant leur utilisation. Les résultats ont montré que le cube permet de surveiller correctement la pression appliquée par le patient ainsi que les mouvements irréguliers de ce dernier. Aussi, le bracelet permet de surveiller correctement les mouvements du bras lors du déplacement des anneaux ainsi que les tremblements du patient. En revanche, l'osselet ne détecte pas des pressions en deçà d'un seuil minimal en raison de sa nature résistive ainsi que de la courbure des capteurs due à la forme de l'osselet. Selon les professionnels de santé, ce problème peut être évité en utilisant l'osselet uniquement avec des patients ayant une force de préhension suffisante pour activer les capteurs. Enfin, ces pré-tests ont permis d'inférer à partir des données du cube que le verre serait fiable pour la collecte de données. Seul le capteur de niveau d'eau n'a pas été évalué en raison de sa nature binaire. Dans la suite de ce chapitre, nous avons présenté les résultats d'une étude visant à évaluer l'utilisabilité et l'acceptabilité de l'osselet, du cube, du bracelet et du verre. Cette étude s'est également intéressée aux autres applications de ces objets en dehors de l'expérience et notamment sur l'utilisation de SyMPATHy à domicile. Les résultats de cette étude préliminaire on montré que les critères d'efficacité et de satisfaction sont évalués positivement par les patients. En effet, le design et les propriétés matérielles (taille, poids et texture) des objets facilitent leur utilisation. Le verre pourrait cependant être amélioré en réduisant la taille du rebord pour boire. De plus, la majorité des patients n'a éprouvé aucune crainte quant à la transmission de données collectées par les objets puisqu'elles ne représentent pas, à leurs yeux, des données sensibles comme des informations médicales personnelles. D'autre part, l'ensemble des objets est bien accepté par les patients puisqu'ils sont volontaires pour les utiliser pendant leurs séances de rééducation. Cependant, très peu ont évoqué de nouvelles applications pour ces objets. Enfin, la majorité des patients est volontaire pour utiliser le verre à domicile afin d'améliorer le suivi et de potentiellement améliorer leur rétablissement en adaptant le programme de rééducation en fonction de leurs capacités motrices à domicile.

Les travaux futurs se concentreront sur l'approfondissement des résultats avec les professionnels de santé afin de concevoir un modèle pour quantifier la qualité de réalisation des tâches étudiées. De plus, nous allons poursuivre cette étude avec de nouveaux participants afin d'obtenir des données complémentaires. D'autre part, nous allons planifier une étude comparative des données collectées par les objets et des résultats de tests de motricités comme ARAT afin de valider notre approche, bien qu'elle n'ai pas vocation à remplacer ces méthodes

d'évaluation. Enfin, nous tenterons de dégager, à partir des résultats de cette étude préliminaire, des corrélations entre le type d'AVC ou les différents troubles moteurs et l'utilisabilité et l'acceptabilité des objets.

Chapitre 8

Conclusion générale

Sommaire

8.1 Rappel des objectifs de recherche **176**

8.2 Contributions **177**

8.2.1 Collecte d'informations objectives sur les fonctions motrices 177

8.2.2 Évaluation de l'apport des informations collectées pour les professionnels de santé 177

8.2.3 Conception et développement d'interfaces de visualisation 178

8.2.4 Étude de l'utilisabilité et de l'acceptabilité auprès de patients 178

8.3 Limites et perspectives de recherche **179**

8.1 Rappel des objectifs de recherche

Dans cette thèse, nous nous sommes intéressés au suivi des fonctions motrices des membres supérieurs des patients victimes d'AVC pendant les séances de rééducation. Les nouvelles technologies ont permis de développer des plates-formes de rééducation ou de suivi d'activité. Considérant les progrès dans le domaine des wearables, de nombreux chercheurs ont étudié cette technologie pour concevoir des plates-formes de surveillance des fonctions motrices des patients. Cependant, ces plates-formes sont coûteuses, peu portables et souvent difficiles à mettre en place dans les centres de rééducation. De plus, peu de chercheurs se sont intéressés à la validation par des professionnels de santé d'interfaces permettant de visualiser les données récoltées par ces plates-formes. De même, l'utilisabilité et l'acceptabilité de ces plates-formes par les patients n'ont été que peu étudiées.

La conception d'objets instrumentés permettant de collecter des informations quantifiables sur l'activité motrice des patients pendant les séances de rééducation est donc un réel challenge pour plusieurs raisons. Tout d'abord, l'objectif est d'assister et d'accompagner les professionnels de santé afin d'offrir aux patients un suivi plus adapté et personnalisé à leur situation à moindre coût. Ensuite, il est nécessaire d'éviter au maximum le port de ces objets par les patients afin d'améliorer leur portabilité et leur utilisabilité. Il faut également concevoir des interfaces de visualisation pertinentes qui devront être validées par les professionnels de santé. Enfin, il faut s'assurer de l'utilisabilité et de l'acceptabilité de ces objets auprès des patients. Par conséquent, plusieurs questions peuvent être posées : Quelles informations doit-on récolter ? Comment concevoir des objets de suivi limitant la pose de capteurs sur les patients ? Comment traiter les données récoltées afin de proposer un affichage simple et pertinent aux professionnels de santé ? Comment s'assurer de l'utilisabilité et l'acceptabilité de ces objets et de leurs interfaces de visualisation ?

Nous avons choisi d'aborder cette problématique suivant deux axes. Le premier consistait à concevoir des objets de suivi qui s'inspiraient de la revue de littérature et d'une étude observationnelle effectuée dans des centres de rééducation afin de maximiser leur utilisabilité et leur acceptabilité auprès de professionnels de santé. Le second axe avait pour but de conduire une série d'études expérimentales afin d'examiner la validité des fonctionnalités des objets, de développer et valider des interfaces de visualisation de données auprès des professionnels de santé et d'étudier l'utilisabilité et l'acceptabilité de ces outils de suivi auprès de patients.

8.2 Contributions

8.2.1 Collecte d'informations objectives sur les fonctions motrices

La revue de littérature nous a permis de mettre en évidence l'aspect subjectif des méthodes d'évaluation standardisées qui se basent sur des observations visuelles. Afin de confirmer ce propos, nous avons mené une étude observationnelle dans des centres de rééducation. Cette étude a montré que non seulement, l'évaluation des fonctions motrices s'effectue de manière subjective à partir d'observations visuelles mais aussi qu'aucun suivi objectif n'est effectué pendant les séances de rééducation. D'autre part, la revue de littérature a permis de dégager la méthode d'évaluation Action Arm Research Test qui utilise des tâches élémentaires et des tâches complexes pour l'évaluation des fonctions motrices des patients. Enfin, nous avons montré les limites des systèmes de suivi actuels, à savoir des contraintes de coût, de portabilité et d'utilisabilité. En s'inspirant de ces résultats, nous avons conçu et développé des objets de suivi d'activité permettant de collecter des informations objectives et quantifiables sur les fonctions motrices des membres supérieurs des patients après un AVC. Nous avons développé un osselet et un cube pour le suivi des fonctions motrices de la main, un bracelet et un vêtement instrumenté pour le suivi des fonctions motrices du bras et un verre pour surveiller l'indépendance fonctionnelle des patients lors de la réalisation de tâches complexes de la vie quotidienne. Nous avons ensuite mis en place plusieurs traitements de données permettant de remonter à des informations de haut niveau telles que l'orientation des objets, les tremblements des patients lors de la manipulation, l'angle de flexion du coude ou encore la reconnaissance d'activités de la vie courante comme boire, s'asseoir, se lever ou monter et descendre les escaliers.

8.2.2 Évaluation de l'apport des informations collectées pour les professionnels de santé

Afin de valider les prototypes développés à partir de l'état de l'art et de l'étude observationnelle, nous avons évalué les fonctionnalités de ces objets ainsi que leur design auprès des professionnels de santé. Cette étude visait à identifier les fonctionnalités à retenir et à récolter des retours sur de possibles améliorations. Les résultats de cette étude ont montré que beaucoup de fonctionnalités proposées sont pertinentes. Nous avons ainsi retenu le suivi de la position des doigts sur l'osselet, de la pression appliquée par le patient et de ses tremblements. Nous avons également retenu le suivi de la pression appliquée sur le cube et les

tremblements du patient lors de la manipulation. Toutes les fonctionnalités initialement proposées pour le bracelet ont été retenues c'est-à-dire le suivi des mouvements du bras des mouvements irréguliers ainsi que des tremblements du patient. Enfin, nous a retenu le suivi du niveau de liquide dans le verre, de son orientation, de la pression appliquée par le patient et ses tremblements pendant la manipulation. Cependant, le suivi de l'orientation de l'osselet et du cube n'a pas été retenu car les professionnels de santé n'avaient pas besoin de cette information. De même, le suivi des mouvements irréguliers et la détection de la position du verre sur un dessous de verre n'ont pas été retenus. D'autre part, les professionnels de santé ont recommandé de modifier le verre pour réduire sa taille et son poids en supprimant les retours sensoriels jugés stressants pour les patients. De plus, les capteurs de pressions ont été remplacés afin de couvrir l'ensemble du contour du verre. Enfin, le vêtement instrumenté présentait trop de contraintes d'utilisation et son évaluation n'a pas été poursuivie.

8.2.3 Conception et développement d'interfaces de visualisation

En se basant sur les résultats précédents, nous avons développé une application mobile qui permet de collecter, d'enregistrer et de visualiser les données provenant des différents objets sur une tablette. Nous avons ensuite évalué ces interfaces de visualisation auprès des professionnels de santé. Les résultats de cette étude ont montré que les interfaces de visualisation proposées sont pertinentes. Cependant, les participants ont demandé à pouvoir choisir le type de représentation pour visualiser la pression (graphique en ligne ou en bâton). Ils ont également proposé d'ajouter des jeux où les patients doivent reproduire le schéma d'une courbe de pression ou encore maintenir la pression entre deux valeurs pendant une durée déterminée.

8.2.4 Étude de l'utilisabilité et de l'acceptabilité auprès de patients

Dans le but d'évaluer l'utilisabilité et l'acceptabilité des objets développés précédemment auprès des patients, nous avons conduit une étude visant à pré-tester les objets avec des patients afin de s'assurer de la fiabilité des données collectées et de détecter de possibles dysfonctionnements pendant la collecte. Les résultats de ces pré-tests ont montré que les objets peuvent être utilisés pour collecter des données fiables. Seuls les capteurs de pression de l'osselet ne permettent pas de détecter de faibles pressions. L'osselet a donc dû être utilisé avec des patients qui présentaient une force de saisie suffisante pour activer les capteurs de pression. Enfin, nous avons mené une étude visant à évaluer

l'utilisabilité (critère d'efficacité et satisfaction) et l'acceptabilité des objets par les patients. Les résultats de cette étude ont mis en évidence la facilité d'utilisation des objets par les patients grâce à leur design et leurs propriétés matérielles (taille, poids, texture). Selon eux, le verre pourrait être amélioré en réduisant l'épaisseur du rebord afin de faciliter la réalisation de la tâche *Boire*. Le critère d'efficacité est donc respecté tout comme le critère de satisfaction. En effet, la majorité des patients ne s'inquiète pas de la sécurité lors de la transmission des données. Enfin, la majorité des patients est volontaire pour utiliser le verre à domicile afin d'améliorer leur suivi.

8.3 Limites et perspectives de recherche

Des éléments de réponse ont pu être apportés aux questions de recherche émises au début de cette thèse. Cependant, nos contributions soulèvent de nouvelles interrogations. Nous avons conçu et développé des objets de suivi des fonctions motrices des patients pendant les séances de rééducation. Plusieurs améliorations techniques peuvent être apportées, tant sur le plan logiciel que matériel. En effet, nous utilisons les données des capteurs indépendamment les unes des autres. Il serait intéressant de fusionner les informations à propos du niveau d'eau avec les informations issues de la reconnaissance de l'activité *Boire* afin d'améliorer les performances de reconnaissance. D'autre part, analyser les tremblements en temps-réel pendant la manipulation des objets permettrait une représentation plus exacte de l'état de santé des patients. En effet, les tremblements peuvent être plus ou moins importants durant certaines étapes de manipulation. Enfin, combiner les informations collectées par les objets et le bracelet pourrait permettre de détecter l'utilisation de stratégies compensatoires. D'un point de vue matériel, il serait intéressant d'industrialiser la fabrication d'un prototype de chaque objet afin de réduire encore leur poids et notamment celui du verre. Le nouveau prototype d'osselet verrait alors les capteurs de pression et de position recouvrir toute la surface latérale évitant ainsi les zones mortes. De même, il serait intéressant de rechercher de nouveaux capteurs équivalents aux capteurs de pression et de position qui soient plus sensibles afin de détecter de faibles pressions.

Concernant les études expérimentales, de nouvelles perspectives apparaissent également. Tout d'abord, ces études pourraient être poursuivies avec plus de participants afin de confirmer les résultats déjà obtenus. Ensuite, nous allons planifier une étude visant à comparer les données collectées par les objets et les résultats de tests de motricité comme ARAT afin de valider notre approche. De plus, nous tenterons de dégager des corrélations entre le type d'AVC ou les différents troubles moteurs rencontrés par les patients et l'utilisabilité et

l'acceptabilité des objets. Enfin, il serait intéressant de mener une étude à long terme avec des professionnels de santé et des patients afin d'évaluer l'apport de ces objets et des données qu'ils récoltent sur l'accompagnement des professionnels de santé ainsi que sur la récupération des patients.

Annexe A

Caractéristiques des capteurs

Les caractéristiques des capteurs intégrés dans les objets de rééducation sont présentées ci-dessous.

	Position	Pression
Plage de mesure	0cm - 5cm	0.2N - 20N
Seuil d'activation	0.2N	0.2N
Non-linéarité	+/- 3%	NC
Répétabilité	NC	+/- 2%
Résistance à vide	-	> 10MΩ
Hystérésis	0	+ 10%
Nombre d'activation	> 1M	> 1M

Tableau A.1 – *Caractéristiques principales des capteurs FSLP*

	Mesure	Plage de mesure	Non-linéarité
6050	Accélération	+/- 8g	+/- 0.5%
9150	Accélération	+/- 8g	+/- 0.5%
	Vitesse angulaire	+/- 1000 $°.s^{-1}$	+/- 0.2%
	Champ magnétique	+/- 1200 μT	NC
9250	Accélération	+/- 8g	+/- 0.5%
	Vitesse angulaire	+/- 1000 $°.s^{-1}$	+/- 0.1%
	Champ magnétique	+/- 4800 μT	NC

Tableau A.2 – *Caractéristiques principales des capteurs de mouvements*

	FSR 402	FSR 406
Plage de mesure	0.1N - 100N	0.1N - 100N
Seuil d'activation	0.1N	0.1N
Répétabilité	+/- 2%	+/- 2%
Résistance à vide	10MΩ	10MΩ
Hystérésis	+ 10%	+ 10%
Nombre d'activation	10M	10M

Tableau A.3 – *Caractéristiques principales des capteurs de pression*

	Étirement
Plage de mesure	6Ω - 78Ω
Résistance à vide	78Ω (20cm)
Résistance en étirement max	6Ω (27cm)
Hystérésis	50%

Tableau A.4 – *Caractéristiques principales du capteur textile déterminées empiriquement*

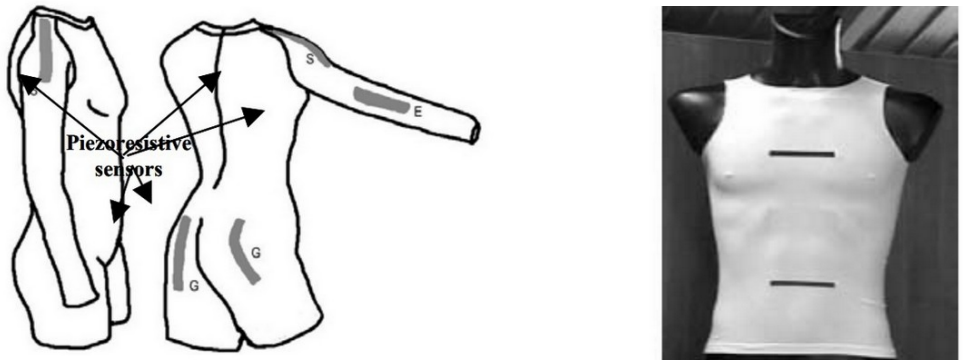
Annexe B

Techniques de conception de capteurs piézo-résistifs

Comme évoqué dans la section 2.3.2.2., il existe trois approches majeures pour concevoir des capteurs textiles piezo-résistifs : (1) le tricotage de fil conducteur, (2) les matériaux diélectriques recouvert de polymère piézo-résistif et (3) la superposition de couches ayant des propriétés électriques différentes.

B.1 Tricotage

La première approche consiste à tricoter des fils conducteurs en bande, ce qui permet de créer des capteurs de flexion basés sur les changements de résistivité lors de l'étirement (Taccini et al., 2004). Les capteurs ainsi conçus sont placés à des endroits spécifiques sur le corps pour détecter une flexion ou surveiller la posture en mesurant la résistivité de la bande de tricot (Figure B.1a). Plus la bande est étirée, plus la résistivité augmente. D'autres recherches portent sur le développement de capteurs de fréquence respiratoire (Paradiso, 2003; Paradiso et al., 2003; Paradiso and De Rossi, 2006). Les capteurs ont été tricoté à l'aide d'une machine directement dans le vêtement (Figure B.1b). Bien que cette approche soit prometteuse, les données collectées sont bruitées à cause du frottement entre les fibres du fil. Pendant l'étirement du capteur, le frottement retient les fibres jusqu'à ce que la force d'étirement dépasse le coefficient de frottement, ce qui induit du bruit dans les données mesurées. De plus, un phénomène d'hystérésis apparaît lorsqu'un capteur étiré est relâché. Ce phénomène d'hystérésis est dû au frottement entre les fibres ainsi qu'à la non-élasticité des fibres.



(a) (b)

Figure B.1 – *Capteurs tricotés : (a) positionnés à des endroits spécifiques sur le corps (Taccini et al., 2004) et (b) directement dans le vêtement lors de sa fabrication (Paradiso and De Rossi, 2006)*

B.2 Recouvrement

La seconde approche est un procédé de revêtement à l'aide d'un polymère exploitant l'effet de piézo-résistivité permettant de concevoir des capteurs ayant les mêmes objectifs que ceux présentés ci-dessus. Un matériau diélectrique est recouvert d'un polymère qui lui confère des propriétés piézo-résistives. Cette technique est basée sur le principe de la jauge de contrainte, qui convertit la déformation d'une pièce en changement mesurable de résistance électrique. Des capteurs de flexion ont été créés avec différents matériaux tels que l'élastomère chargé de carbone (Coyle et al., 2009; Tognetti et al., 2005) (Figure B.2a), de la mousse (Brady et al., 2007) ou de fils élastiques (Lorussi et al., 2004) enduits d'une fine couche de polypyrrole (PPy, un polymère conducteur) (Figure B.2b) ou un jersey tricoté à partir de fil conducteur et de fil diélectrique puis enrobé avec une solution de caoutchouc enrichi en particules de carbone (Scilingo et al., 2005). Il est également possible de surveiller la fréquence respiratoire en plaçant certains de ces capteurs le long de la demi-circonférence de la cage thoracique et de l'abdomen (Coyle et al., 2009).

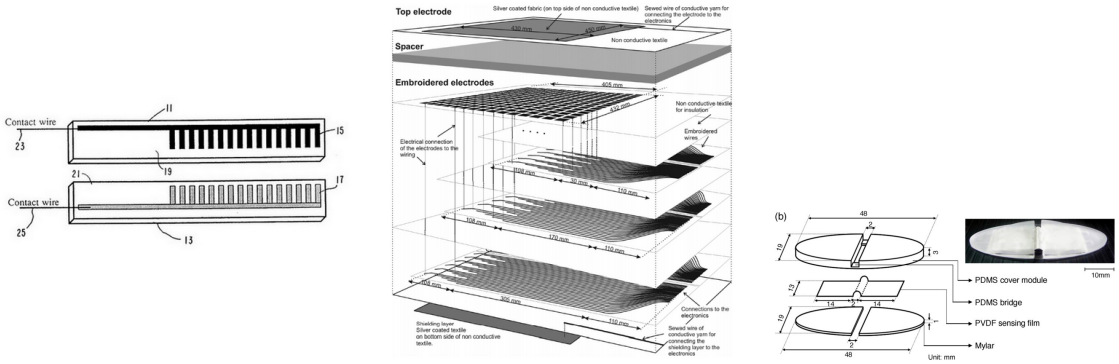
B.3 Superposition

Enfin, le troisième procédé de fabrication consiste en la superposition de différentes couches de matériaux piézo-résistifs et diélectriques. Des capteurs de flexion ont été développés avec cette technique, par exemple un capteur de flexion capacitif à trois couches (Figure B.3a) : un premier élément ayant une partie faite de matériau conducteur en forme de peigne, un second élément ayant la même conception et un matériau diélectrique entre les matériaux conducteurs

(a) **(b)**

Figure B.2 – *Capteurs conçu avec un procédé de revêtement : (a) capteur de flexion à base d'élastomère chargé en carbone (Tognetti et al., 2005) et (b) capteur de flexion à base de fils élastiques enduits de PPy (Lorussi et al., 2004)*

(Neely and Restle, 1997). Lorsque les deux peignes conducteurs coulissent l'un par rapport à l'autre, la capacité atteint son maximum lorsque les dents du peigne sont alignées et atteint son minimum lorsque les dents du peigne sont alignées avec les espaces entre les dents. La capacité électrique mesurée entre les deux motifs de peigne est donc linéairement proportionnelle à l'angle de flexion du capteur dans une gamme de valeurs donnée. D'autres recherches ont mis en évidence l'utilisation de cette technique pour créer un capteur de pression (Meyer et al., 2010) (Figure B.3b) ou un capteur de fréquence respiratoire (Chiu et al., 2013) (Figure B.3c).



(a) **(b)** **(c)**

Figure B.3 – *Capteurs à base de couches superposées : (c) capteur de flexion capacitif (Neely and Restle, 1997), (b) capteur de pression (Meyer et al., 2010) et (c) capteur de fréquence respiratoire (Chiu et al., 2013)*

Annexe C

Traitement de données

C.1 Analyse de la tâche *Boire*

C.1.1 Choix des descripteurs

Nous avons choisi d'utiliser la DCT car elle permet de passer d'une représentation temporelle à une représentation fréquentielle en conservant le signal étudié. Elle permet également de décorréler le signal, c'est-à-dire d'isoler les auto-corrélations pour voir si les valeurs décorrélées se comportent comme un bruit blanc ou non. Plus l'on se rapproche d'un bruit blanc, plus le signal présente des régularités et des profils répétés. D'autre part, la DCT permet de regrouper l'information sur très peu de coefficients à basse fréquence, dont certains seront utilisés comme descripteurs par la suite. Cependant, avant de pouvoir utiliser les coefficients de la DCT comme descripteurs, il est nécessaire de nettoyer les signaux et d'en extraire des portions stables et périodiques.

C.1.2 Débruitage des signaux

La Figure C.1 illustre le signal brut de l'accéléromètre avec en abscisse le temps en secondes et en ordonnée l'accélération en multiples de g (la gravité). La Figure C.2 illustre le même signal débruité à l'aide d'un filtre passe-bas.

C.1.3 Choix de la fenêtre de coupe

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance du modèle SVM en fonction de la taille de la fenêtre de coupe et de l'utilisation ou non du chevauchement sont présentés ci-dessous.

C.1.4 Calcul de la taille des descripteurs

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance du modèle SVM pour une fenêtre de coupe de 512 points avec chevauchement en fonction de différentes tailles des descripteurs sont présentés ci-dessous. Les résultats pour les dimensions 12 et 24 ne sont pas affichés car ils sont similaires à ceux des dimensions 6 et 48.

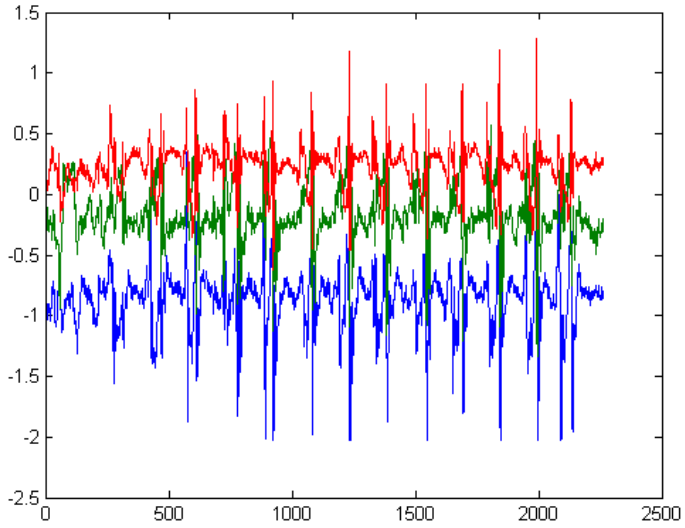


Figure C.1 – *Représentation des signaux bruts de l'accéléromètre*

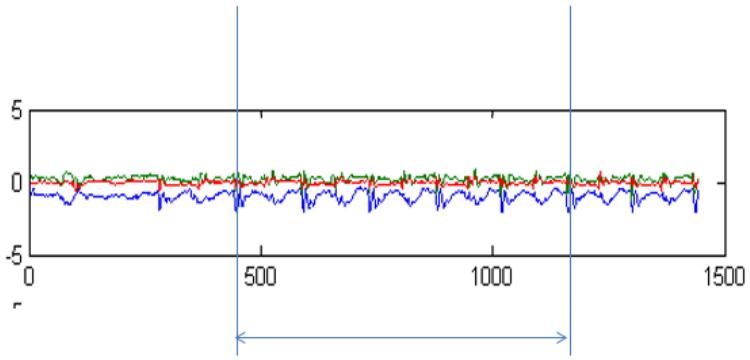


Figure C.2 – *Représentation des signaux débruités de l'accéléromètre*

Δt	128		256		512	
Chevauchement	Off	On	Off	On	Off	On
Accéléromètre	70.20%	75.30%	80.01%	80.20%	92.20%	**95.36**%
Gyroscope	61.80%	65.70%	70.70%	78.10%	88.10%	**91.28**%
Magnétomètre	51.51%	56.10%	61.20%	65.10%	70.20%	**78.89**%

Tableau C.1 – *Performances de reconnaissance obtenues sur l'activité Boire avec trois tailles de fenêtre de coupe avec et sans chevauchement pour chaque capteur*

C.1.5 Concaténation des descripteurs

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance du modèle SVM lors de la concaténation des descripteurs sont présentés ci-dessous.

Dimension	6	48	96	144	192
Accéléromètre	41.71%	81.22%	**92.87**%	80.72%	73.50%
Gyroscope	37.46%	67.72%	77.48%	**84.05**%	72.57%
Magnétomètre	25.61%	60.28%	**83.85**%	77.27%	70.48%

Tableau C.2 – *Performances de reconnaissance de la tâche Boire avec cinq tailles de descripteur pour chaque capteur*

	A	A+G	A+M	G+M	A+G+M
Boire	93.98%	94.09%	93.02%	69.21%	**96.98**%

Tableau C.3 – *Performances de reconnaissance après concaténation des descripteurs de chaque capteur (A : accéléromètre, G : gyroscope, M : magnétomètre)*

C.1.6 Détermination de la taille de la couche cachée

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance du modèle MLP en fonction du nombre de neurones dans la couche cachée et de la dimension des descripteurs sont présentés ci-dessous.

Dimension	2	5	20
# neurones			
1	73.56%	79.02%	74.33%
3	73.89%	**85.66**%	68.33%
5	70.36%	71.99%	67.95%
7	69.89%	69.15%	66.33%
9	65.65%	62.33%	60.33%
11	60.28%	55.39%	50.39%
⋮			
49	49.39%	45.33%	42.39%

Tableau C.4 – *Performances de reconnaissance en fonction du nombre de neurones dans la couche cachée et de la taille du descripteur pour l'accéléromètre*

Dimension	2	5	20
# neurones			
1	73.32%	**78.32**%	60.33%
3	73.55%	76.02%	59.89%
5	72.06%	70.70%	53.03%
7	69.32%	65.18%	49.59%
9	66.03%	59.65%	49.01%
11	62.09%	50.55%	48.60%
⋮			
49	58.32%	48.65%	42.33%

Tableau C.5 – *Performances de reconnaissance en fonction du nombre de neurones dans la couche cachée et de la taille du descripteur pour le gyroscope*

Dimension	2	5	20
# neurones			
1	69.32%	**72.29**%	69.28%
3	65.19%	68.32%	55.29%
5	59.33%	58.33%	49.32%
7	51.98%	50.29%	40.88%
9	43.18%	45.99%	39.15%
11	39.66%	40.19%	34.33%
⋮			
49	34.19%	35.88%	29.06%

Tableau C.6 – *Performances de reconnaissance en fonction du nombre de neurones dans la couche cachée et de la taille du descripteur pour le magnétomètre*

C.2 Analyse de la flexion du coude

C.2.1 Choix de la meilleure architecture

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance du DNN en fonction du nombre de neurones dans chaque couche cachée sont présentés ci-dessous.

# de couches	1	2	3	4	5	6
# de neurones						
100	26%	32%	38%	44%	47%	19%
150	29%	38%	46%	49%	56%	**22**%
250	33%	59%	51%	55%	62%	17%
350	**34**%	60%	63%	67%	66%	11%
450	29%	**62**%	**69**%	**70**%	67%	7%
550	28%	44%	62%	62%	73%	7%
650	27%	40%	53%	61%	75%	7%
750	25%	34%	48%	50%	**79**%	4%
900	22%	29%	44%	48%	55%	3%
950	22%	29%	39%	41%	53%	2%
1000	21%	28%	39%	34%	49%	2%

Tableau C.7 – *Performances de reconnaissance en fonction du nombre de couches et du nombre de neurones dans chaque couche*

C.2.2 Comparaison du modèle DNN avec d'autres algorithmes

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance de différents modèle d'apprentissage sont présentés ci-dessous.

Model	SVM	NB	DT	DNN
0-90	75.55%	70.62%	75.87%	**78.60**%
90-max	80.10%	70.11%	80.96%	**83.66**%
max-90	70.70%	68.95%	73.90%	**77.95**%
90-0	74.51%	66.84%	75.75%	**76.90**%
0-0	74.85%	65.17%	75.95%	**79.82**%

Tableau C.8 – *Tableau comparatif des performances de reconnaissance des modèles SVM, NB, DT et DNN*

C.2.3 Matrice de confusion du DNN

La matrice de confusion du modèle DNN est présentée ci-dessous.

Estimé	0-90	90-max	max-90	90-0	0-0
Réel					
0-90	**78.60**%	-	8.80%	-	12.00%
90-max	-	**83.66**%	2.94%	13.40%	-
max-90	16.06%	5.99%	**77.95**%	-	-
90-0	-	3.30%	-	**76.90**%	19.80%
0-0	-	-	-	20.18%	**79.82**%

Tableau C.9 – *Matrice de confusion du modèle DNN pour les activités 0-90, 90-max, max-90, 90-0 et 0-0*

C.3 Analyse complémentaire

C.3.1 Choix de la fenêtre de coupe

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance du modèle SVM en fonction de la taille de la fenêtre de coupe et de l'utilisation ou non du chevauchement sont présentés ci-dessous.

	Δt	128		256		512	
	Chevauchement	Off	On	Off	On	Off	On
Accéléromètre	S'asseoir	65.54%	70.50%	78.10%	80.14%	90.21%	**94.03**%
	Se lever	60.21%	66.66%	70.10%	78.21%	90.21%	**92.81**%
	Marcher	60.10%	69.30%	78.04%	88.02%	89.01%	**93.33**%
	Escaliers	65.20%	70.30%	76.20%	80.54%	88.20%	**91.33**%
Gyroscope	S'asseoir	60.10%	65.10%	75.40%	78.10%	84.20%	**86.03**%
	Se lever	60.40%	65.20%	70.10%	70.40%	78.20%	**82.81**%
	Marcher	58.20%	59.30%	61.20%	65.20%	84.30%	**85.03**%
	Escaliers	60.66%	65.20%	70.10%	71.20%	78.10%	**82.33**%
Magnétomètre	S'asseoir	60.10%	65.10%	70.10%	74.40%	80.80%	**86.23**%
	Se lever	50.04%	50.10%	65.20%	70.80%	78.40%	**81.01**%
	Marcher	55.40%	56.20%	60.10%	60.70%	75.10%	**80.16**%
	Escaliers	55.80%	62.70%	70.90%	74.10%	80.10%	**88.01**%

Tableau C.10 – *Performances de reconnaissance obtenues sur l'ensemble des activités avec trois tailles de fenêtre de coupe avec et sans chevauchement pour l'accéléromètre.*

C.3.2 Calcul de la taille des descripteurs

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance du modèle SVM pour une fenêtre de coupe de 512 points avec chevauchement en fonction de la taille des descripteurs sont présentés ci-dessous. Les résultats pour les dimensions 12 et 24 ne sont pas affichés car ils sont similaires à ceux des dimensions 2 et 16.

	Dimension	6	48	96	144	192
Accéléromètre	S'asseoir	40.15%	79.32%	**94.03**%	79.32%	73.33%
	Se lever	39.33%	81.88%	**92.81**%	83.62%	74.33%
	Marcher	44.13%	80.33%	**93.33**%	81.39%	73.32%
	Escaliers	43.22%	83.33%	**91.33**%	78.55%	72.99%
Gyroscope	S'asseoir	41.33%	66.99%	74.36%	**86.03**%	71.95%
	Se lever	38.55%	67.33%	77.32%	**82.81**%	70.66%
	Marcher	39.60%	68.22%	79.92%	**85.05**%	77.32%
	Escaliers	30.33%	68.32%	78.33%	**82.33**%	70.33%
Magnétomètre	S'asseoir	26.25%	64.32%	**86.32**%	79.33%	70.70%
	Se lever	22.33%	61.32%	**81.50**%	80.21%	69.55%
	Marcher	23.66%	55.32%	**80.16**%	71.32%	70.33%
	Escaliers	30.21%	60.15%	**88.01**%	78.22%	71.33%

Tableau C.11 – *Performances de reconnaissance obtenues sur l'ensemble des activités avec cinq tailles de descripteur pour les trois capteurs*

C.3.3 Concaténation des descripteurs

Les résultats détaillés des performances de reconnaissance du modèle SVM lors de la concaténation des descripteurs sont présentés ci-dessous.

	A	A+G	A+M	G+M	A+G+M
Moyenne	92.87%	93.45%	89.32%	78.20%	**94.33**%

Tableau C.12 – *Performances de reconnaissance après concaténation des descripteurs de chaque capteur (A : accéléromètre, G : gyroscope, M : magnétomètre)*

C.3.4 Matrices de confusion

La matrice de confusion du modèle SVM et du modèle MLP pour les activités *Être assis*, *Être debout*, *Marcher* et *Monter/Descendre les escaliers* sont présentées

ci-dessous. Les activités estimées sont à l'horizontale et les activités réelles à la verticale.

		S'asseoir	Se lever	Marcher	Escaliers	*Estimé*
SVM	S'asseoir	**206**	7	5	1	*Réel*
	Se lever	10	**218**	3	5	
	Marcher	1	3	**200**	11	
	Escaliers	1	2	1	**298**	
MLP	S'asseoir	**144**	12	10	53	
	Se lever	23	**162**	6	45	
	Marcher	21	23	**118**	53	
	Escaliers	3	2	82	**215**	

Tableau C.13 – *Matrice de confusion du SVM et du MLP pour l'ensemble des activités*

Annexe D

Étude des fonctionnalités

D.1 Informations personnelles

Les informations personnelles collectées auprès des professionnels de santé sont listées ci-dessous.

- Nom
- Prénom
- Date de naissance
- Profession
- Années d'expérience

D.2 Guide d'entretien de l'osselet, du cube et du bracelet

Les questions posées aux professionnels de santé pendant les entretiens individuels sur l'osselet, le cube et le bracelet sont présentées ci-dessous.

D.2.1 Étude du concept d'objets instrumentés pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs

Les questions posées aux professionnels de santé sur le concept d'objets intelligents pour le suivi de l'activité motrice des membres supérieurs sont présentées ci-dessous.

- L'utilisation d'un osselet pour le suivi de la dextérité est-il pertinent ?
- L'utilisation d'un cube pour le suivi de la préhension globale de la main est-il pertinent ?
- L'utilisation d'un bracelet pour le suivi de l'activité motrice du bras pendant l'exercice de l'arbre à anneaux est-il pertinent ?

D.2.2 Étude des fonctionnalités de l'osselet

Les questions posées aux professionnels de santé sur les fonctionnalités de l'osselet sont présentées ci-dessous.

- Suivre la pression exercée par le patient sur l'osselet pendant la manipulation est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Suivre la position des doigts du patient sur l'osselet pendant la manipulation est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Détecter les tremblements du patient lors de la manipulation de l'osselet est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Si oui, préférez-vous connaître uniquement la fréquence des tremblements, uniquement leur amplitude ou les deux ? Pourquoi ?
- Remonter à l'orientation de l'osselet durant la manipulation est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Détecter les mouvements irréguliers ou anormaux pendant la manipulation de l'osselet est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?

D.2.3 Étude des fonctionnalités du cube

Les questions posées aux professionnels de santé sur les fonctionnalités du cube sont présentées ci-dessous.

- Suivre la pression exercée par le patient sur le cube pendant la manipulation est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Détecter les tremblements du patient lors de la manipulation du cube est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Si oui, préférez-vous connaître uniquement la fréquence des tremblements, uniquement leur amplitude ou les deux ? Pourquoi ?
- Remonter à l'orientation du cube durant la manipulation est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Détecter les mouvements irréguliers ou anormaux pendant la manipulation du cube est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?

D.2.4 Étude des fonctionnalités du bracelet

Les questions posées aux professionnels de santé sur les fonctionnalités du bracelet sont présentées ci-dessous.

- Détecter les tremblements du patient lors du port du bracelet est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Si oui, préférez-vous connaître uniquement la fréquence des tremblements, uniquement leur amplitude ou les deux ? Pourquoi ?
- Détecter les mouvements irréguliers ou anormaux lors du port du bracelet est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Détecter et reconnaître des activités telles que des activités de la vie quotidienne ou des activités plus spécifiques aux séances de rééducation avec le bracelet est-il pertinent pour l'évaluation des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?

D.2.5 Étude du design des objets

Les questions posées aux professionnels de santé sur le design des objets sont présentées ci-dessous.

- Avez-vous des remarques concernant la taille et le poids de l'osselet ?
- Avez-vous des remarques concernant la taille et le poids du cube ?
- Avez-vous des remarques concernant la taille et le poids du bracelet ?
- Avez-vous des remarques concernant le positionnement des capteurs de pression sur l'osselet et le cube ?
- Avez-vous d'autres remarques ?

D.3 Guide d'entretien du vêtement instrumenté

Les questions posées aux professionnels de santé pendant les entretiens individuels sur le vêtement instrumenté sont présentées ci-dessous.

D.3.1 Concept d'un vêtement instrumenté pour le suivi des mouvements du bras

Les questions posées aux professionnels de santé sur le concept d'un vêtement instrumenté pour le suivi des mouvements du bras sont présentées ci-dessous.

- L'utilisation d'un vêtement instrumenté pour suivre l'extension du bras chez les patients victimes d'AVC est-il pertinent ? Pourquoi ?

D.3.2 Étude de la fonctionnalité du vêtement instrumenté

La question posée aux professionnels de santé sur la fonctionnalité du vêtement instrumenté est présentée ci-dessous.

- Détecter la flexion du coude du patient lors de la saisie d'un objet est-il pertinent pour l'évaluation de l'approche de l'objet ? Pourquoi ?

D.3.3 Étude du design du vêtement instrumenté

Les questions posées aux professionnels de santé sur le design du vêtement instrumenté sont présentées ci-dessous.

- Avez-vous des remarques concernant l'intégration du capteur dans le tissu ?
- Avez-vous des remarques concernant le style près du corps du vêtement instrumenté ?
- Avez-vous d'autres remarques ?

D.4 Guide d'entretien de SyMPATHy

Les questions posées aux professionnels de santé pendant les entretiens individuels sur SyMPATHy.

D.4.1 Concept d'un verre instrumenté pour le suivi de l'indépendance

Les questions posées aux professionnels de santé sur le concept d'un verre instrumenté pour le suivi de l'indépendance sont présentées ci-dessous.

- L'utilisation d'AVQ pour le suivi de l'indépendance en centre est-il pertinent ?
- L'utilisation d'AVQ pour le suivi de l'activité motrice à domicile est-il pertinent ?
- L'utilisation d'un verre pour surveiller l'activité de *Boire* est-il pertinent ?

D.4.2 Étude des fonctionnalités du verre

Les questions posées aux professionnels de santé sur les fonctionnalités du verre sont présentées ci-dessous.

- Suivre le niveau de liquide dans le verre est-il pertinent pour l'évaluation de l'indépendance et des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Détecter la position du verre par rapport à une cible est-il pertinent pour l'évaluation de l'indépendance et des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Suivre la pression exercée par le patient sur le verre est-il pertinent pour l'évaluation de l'indépendance et des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Que pensez-vous du positionnement des capteurs de pression sur le verre ?
- Remonter à l'orientation du verre est-il pertinent pour l'évaluation de l'indépendance et des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Détecter les tremblements du patient lors de la manipulation du verre est-il pertinent pour l'évaluation de l'indépendance et des fonctions motrices du patient ? Pourquoi ?
- Si oui, préférez-vous connaître uniquement la fréquence des tremblements, uniquement leur amplitude ou les deux ? Pourquoi ?

D.4.3 Étude des retours sensoriels proposés aux patients

Les questions posées aux professionnels de santé sur les retours sensoriels proposés aux patients sont présentées ci-dessous.

- L'utilisation d'un retour visuel pour le niveau d'eau est-il pertinent dans le cadre d'une utilisation par des patients victimes d'AVC ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un retour audio pour le positionnement du verre sur une cible est-il pertinent dans le cadre d'une utilisation par des patients victimes d'AVC ? Pourquoi ?
- Souhaitez-vous proposer aux patients un quelconque retour concernant la pression exercée sur le verre ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un retour visuel pour l'orientation du verre est-il pertinent dans le cadre d'une utilisation par des patients victimes d'AVC ? Pourquoi ?
- Souhaitez-vous proposer aux patients un quelconque retour concernant les tremblements détectés par le verre ? Pourquoi ?

D.4.4 Étude du design du verre

Les questions posées aux professionnels de santé sur le design du verre sont présentées ci-dessous.

- Avez-vous des remarques concernant les dimensions du verre ?

- Avez-vous des remarques concernant le positionnement des capteurs de pression ?
- Avez-vous d'autres remarques ?

Annexe E

Étude des interfaces de visualisation

E.1 Étude des interfaces de l'osselet

Les questions posées aux professionnels de santé sur les interfaces de visualisation de l'osselet sont présentées ci-dessous.

- L'utilisation d'un graphique en bâton pour afficher la distance des doigts par rapport aux renfoncements est-elle pertinente pour le suivi instantané et l'évaluation future ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un graphique en bâton pour afficher la pression appliquée sur chacun des quatre capteurs de l'osselet est-elle pertinente pour le suivi instantané et l'évaluation future ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un graphique en bâton pour évaluer les tremblements est-elle pertinente ? Pourquoi ?
- Avez-vous des remarques ?

E.2 Étude des interfaces du cube

Les questions posées aux professionnels de santé sur les interfaces de visualisation du cube sont présentées ci-dessous.

- L'utilisation d'un graphique en ligne pour afficher la pression appliquée par le patient sur le cube est-elle pertinente pour le suivi instantané et l'évaluation future ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un graphique en bâton pour évaluer les tremblements est-elle pertinente ? Pourquoi ?
- Avez-vous des remarques ?

E.3 Étude des interfaces du bracelet

Les questions posées aux professionnels de santé sur les interfaces de visualisation du bracelet sont présentées ci-dessous.

- L'utilisation d'un graphique en ligne est-elle pertinente pour afficher les mouvements du bras du patient pendant l'exercice de l'arbre à anneaux ainsi que pour une évaluation future ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un graphique en bâton pour évaluer les tremblements est-elle pertinente ? Pourquoi ?
- Avez-vous des remarques ?

E.4 Étude des interfaces de SyMPATHy

Les questions posées aux professionnels de santé sur les interfaces de visualisation de SyMPATHy sont présentées ci-dessous.

- L'utilisation d'un graphique en ligne pour afficher le niveau de liquide dans le verre est-elle pertinente pour le suivi instantané et l'évaluation future ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un graphique en ligne pour afficher l'orientation du verre est-elle pertinente pour le suivi instantané et l'évaluation future ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un graphique en bâton pour afficher la pression appliquée sur le verre est-elle pertinente pour le suivi instantané et l'évaluation future ? Pourquoi ?
- L'utilisation d'un graphique en bâton pour évaluer les tremblements est-elle pertinente ? Pourquoi ?
- Avez-vous des remarques ?

Annexe F

Étude d'utilisabilité et d'acceptabilité

F.1 Informations personnelles

Les informations personnelles collectées auprès des patients sont listées ci-dessous.

- Nom
- Prénom
- Date de naissance
- Type d'AVC (hémorragique ou ischémique)
- Date du premier AVC
- Main dominante : droitier ou gaucher ?
- Membre paralysé
- Problèmes médicaux
- Profession

F.2 Guide d'entretien avec les patients

F.3 Étude de l'utilisabilité

Les questions posées aux patients sur l'utilisabilité des objets sont présentées ci-dessous.

- Que pensez-vous de la facilité d'utilisation de l'osselet ? (taille, poids, texture, positionnement des capteurs, etc.) ?
- Que pensez-vous de la facilité d'utilisation du cube (taille, poids, texture, positionnement des capteurs, etc.) ?
- Que pensez-vous de la facilité d'utilisation du bracelet ?
- Que pensez-vous de la facilité d'utilisation du verre (taille, poids, texture, positionnement des capteurs, etc.) ?
- Quels problèmes potentiels voyez-vous à l'utilisation de l'un de ces objets ? Avez-vous des craintes vis-à-vis de ces objets ?

F.4 Étude de l'acceptabilité

Les questions posées aux patients sur l'acceptabilité des objets et leurs applications futures sont présentées ci-dessous.

- Voudriez-vous utiliser ces objets pendant vos séances de rééducation ? Lesquels ? Pourquoi ?
- Avez-vous une préférence parmi ces objets ? Pourquoi ?
- Quel type d'application ou d'exercices imaginez-vous avec ces objets ?
- Voudriez-vous utiliser le verre à votre domicile ? Pourquoi ?
- Avez-vous des craintes quant à la transmission des données collectées par ces objets ?

Enfin, la dernière question de l'entretien individuel consistait à récolter des commentaires sur l'expérience.

Bibliographie

Ahmed, S., Mayo, N. E., Higgins, J., Salbach, N. M., Finch, L., and Wood-Dauphinee, S. L. (2003). The stroke rehabilitation assessment of movement (stream) : a comparison with other measures used to evaluate effects of stroke and rehabilitation. *Physical therapy*, 83(7) :617–630.

Alarcon, F., Zijlmans, J., Duenas, G., and Cevallos, N. (2004). Post-stroke movement disorders : report of 56 patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 75(11) :1568–1574.

Alavi, M. (1984). An assessment of the prototyping approach to information systems development. *Communications of the ACM*, 27(6) :556–563.

Alsheikh, M. A., Selim, A., Niyato, D., Doyle, L., Lin, S., and Tan, H.-P. (2016). Deep activity recognition models with triaxial accelerometers. In *AAAI Workshop : Artificial Intelligence Applied to Assistive Technologies and Smart Environments*.

Amft, O., Junker, H., and Troster, G. (2005). Detection of eating and drinking arm gestures using inertial body-worn sensors. In *Wearable computers, 2005. proceedings. ninth ieee international symposium on*, pages 160–163. IEEE.

Amroun, H., Ouarti, N., and Ammi, M. (2016). Recognition of human activity using internet of things in a non-controlled environment. In *Control, Automation, Robotics and Vision (ICARCV), 2016 14th International Conference on*, pages 1–6. IEEE.

Anastassova, M., Mégard, C., and Burkhardt, J.-M. (2007). Prototype evaluation and user-needs analysis in the early design of emerging technologies. In *Human-computer interaction. Interaction design and usability*, pages 383–392. Springer.

Anderson, C., Mhurchu, C. N., Rubenach, S., Clark, M., Spencer, C., and Winsor, A. (2000). Home or hospital for stroke rehabilitation ? results of a randomized controlled trial : Ii : cost minimization analysis at 6 months. *Stroke*, 31(5) :1032–1037.

Ang, J. H. Y. and Man, D. W. K. (2006). The discriminative power of the wolf motor function test in assessing upper extremity functions in persons with stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*, 29(4) :357–361.

Anguita, D., Ghio, A., Oneto, L., Parra, X., and Reyes-Ortiz, J. L. (2012). Human activity recognition on smartphones using a multiclass hardware-friendly support vector machine. In *International workshop on ambient assisted living*, pages 216–223. Springer.

Annoni, J.-M., Staub, F., Bogousslavsky, J., and Brioschi, A. (2008). Frequency, characterisation and therapies of fatigue after stroke. *Neurological Sciences*, 29(2) :244–246.

Aprile, I., Rabuffetti, M., Padua, L., Di Sipio, E., Simbolotti, C., and Ferrarin, M. (2014). Kinematic analysis of the upper limb motor strategies in stroke patients as a tool towards advanced neurorehabilitation strategies : a preliminary study. *BioMed research international*, 2014.

Atallah, L., Lo, B., King, R., and Yang, G.-Z. (2011). Sensor positioning for activity recognition using wearable accelerometers. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 5(4) :320–329.

Avci, A., Bosch, S., Marin-Perianu, M., Marin-Perianu, R., and Havinga, P. (2010). Activity recognition using inertial sensing for healthcare, wellbeing and sports applications : A survey. In *Architecture of computing systems (ARCS), 2010 23rd international conference on*, pages 1–10. VDE.

Bagalkot, N., Nazzi, E., and Sokoler, T. (2010). Facilitating continuity : exploring the role of digital technology in physical rehabilitation. In *Proceedings of the 6th Nordic Conference on Human-Computer Interaction : Extending Boundaries*, pages 42–51. ACM.

Bansil, S., Prakash, N., Kaye, J., Wrigley, S., Manata, C., Stevens-Haas, C., and Kurlan, R. (2012). Movement disorders after stroke in adults : a review. *Tremor and Other Hyperkinetic Movements*, 2.

Bao, L. and Intille, S. S. (2004). Activity recognition from user-annotated acceleration data. In *International Conference on Pervasive Computing*, pages 1–17. Springer.

Barker-Collo, S. L., Feigin, V. L., Lawes, C. M., Parag, V., Senior, H., and Rodgers, A. (2009). Reducing attention deficits after stroke using attention process training : a randomized controlled trial. *Stroke*, 40(10) :3293–3298.

Bersch, S. D., Azzi, D., Khusainov, R., Achumba, I. E., and Ries, J. (2014). Sensor data acquisition and processing parameters for human activity classification. *Sensors*, 14(3) :4239–4270.

Binder, J., Marshall, R., Lazar, R., Benjamin, J., and Mohr, J. (1992). Distinct syndromes of hemineglect. *Archives of Neurology*, 49(11) :1187–1194.

Biswas, A., Oh, P. I., Faulkner, G. E., Bajaj, R. R., Silver, M. A., Mitchell, M. S., and Alter, D. A. (2015). Sedentary time and its association with risk for disease incidence, mortality, and hospitalization in adults : a systematic review and meta-analysis. *Annals of internal medicine*, 162(2) :123–132.

Bjasch, D., Bockisch, C. J., Straumann, D., and Tarnutzer, A. A. (2012). Differential effects of visual feedback on subjective visual vertical accuracy and precision. *PloS one*, 7(11) :e49311.

Bloom, D. E., Boersch-Supan, A., McGee, P., Seike, A., et al. (2011). Population aging : facts, challenges, and responses. *Benefits and compensation International*, 41(1) :22.

Bohannon, R. W. (2001). Motricity index scores are valid indicators of paretic upper extremity strength following stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, 11(2) :59–61.

Bohannon, R. W. (2007). Muscle strength and muscle training after stroke. *Journal of rehabilitation Medicine*, 39(1) :14–20.

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

Bonato, P. (2005). Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation.

Bongaarts, J. (2004). Population aging and the rising cost of public pensions. *Population and Development Review*, 30(1) :1–23.

Brady, S., Carson, B., Moyna, N., and Diamond, D. (2007). Body sensor network based on soft polymer sensors and wireless communications. *Journal of Communications*, 2(5) :1–6.

Brunnstrom, S. (1966). Motor testing procedures in hemiplegia : based on sequential recovery stages. *Physical therapy*, 46(4) :357–375.

Burke, J. W., McNeill, M., Charles, D., Morrow, P., Crosbie, J., and McDonough, S. (2009a). Serious games for upper limb rehabilitation following stroke. In *Games and Virtual Worlds for Serious Applications, 2009. VS-GAMES'09. Conference in*, pages 103–110. IEEE.

Burke, J. W., McNeill, M., Charles, D. K., Morrow, P. J., Crosbie, J. H., and McDonough, S. M. (2009b). Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. *The Visual Computer*, 25(12) :1085.

Busser, H., De Korte, W., Glerum, E., and Van Lummel, R. (1998). Method for objective assessment of physical work load at the workplace. *Ergonomics*, 41(10) :1519–1526.

Bussmann, J. B., Tulen, J. H., van Herel, E. C., and Stam, H. J. (1998). Quantification of physical activities by means of ambulatory accelerometry : a validation study. *Psychophysiology*, 35(5) :488–496.

Cameron, D. and Bohannon, R. W. (2000). Criterion validity of lower extremity motricity index scores. *Clinical rehabilitation*, 14(2) :208–211.

Capela, N. A., Lemaire, E. D., and Baddour, N. (2015). Feature selection for wearable smartphone-based human activity recognition with able bodied, elderly, and stroke patients. *PloS one*, 10(4) :e0124414.

Cargnina, D. J., d'Ornellasa, M. C., and Pradob, A. L. C. (2015). A serious game for upper limb stroke rehabilitation using biofeedback and mirror-neurons based training. In *MEDINFO 2015 : EHealth-enabled Health : Proceedings of the 15th World Congress on Health and Biomedical Informatics*, volume 216, page 348. IOS Press.

Carpinella, I., Cattaneo, D., and Ferrarin, M. (2014). Quantitative assessment of upper limb motor function in multiple sclerosis using an instrumented action research arm test. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1) :67.

Carr, J. H., Shepherd, R. B., Nordholm, L., and Lynne, D. (1985). Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients. *Physical therapy*, 65(2) :175–180.

Carroll, D. (1965). A quantitative test of upper extremity function. *Journal of Chronic Diseases*, 18(5) :479–491.

Casale, P., Pujol, O., and Radeva, P. (2011). Human activity recognition from accelerometer data using a wearable device. In *Iberian Conference on Pattern Recognition and Image Analysis*, pages 289–296. Springer.

Chae, J., Labatia, I., and Yang, G. (2003). Upper limb motor function in hemiparesis : concurrent validity of the arm motor ability test. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 82(1) :1–8.

Chae, J., Yang, G., Park, B. K., and Labatia, I. (2002). Muscle weakness and cocontraction in upper limb hemiparesis : relationship to motor impairment and physical disability. *Neurorehabilitation and neural repair*, 16(3) :241–248.

Chen, H.-M., Chen, C. C., Hsueh, I.-P., Huang, S.-L., and Hsieh, C.-L. (2009). Test-retest reproducibility and smallest real difference of 5 hand function tests in patients with stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*, 23(5) :435–440.

Chen, Y. and Xue, Y. (2015). A deep learning approach to human activity recognition based on single accelerometer. In *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2015 IEEE International Conference on*, pages 1488–1492. IEEE.

Chiu, Y.-Y., Lin, W.-Y., Wang, H.-Y., Huang, S.-B., and Wu, M.-H. (2013). Development of a piezoelectric polyvinylidene fluoride (pvdf) polymer-based sensor patch for simultaneous heartbeat and respiration monitoring. *Sensors and Actuators A : Physical*, 189 :328–334.

Cholewiak, S. A., Fleming, R. W., and Singh, M. (2013). Visual perception of the physical stability of asymmetric three-dimensional objects. *Journal of vision*, 13(4) :12–12.

Christensen, D., Johnsen, S. P., Watt, T., Harder, I., Kirkevold, M., and Andersen, G. (2008). Dimensions of post-stroke fatigue : a two-year follow-up study. *Cerebrovascular Diseases*, 26(2) :134–141.

Cirstea, M. and Levin, M. F. (2000). Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 123(5) :940–953.

Colas, F. and Brazdil, P. (2006). Comparison of svm and some older classification algorithms in text classification tasks. In *IFIP International Conference on Artificial Intelligence in Theory and Practice*, pages 169–178. Springer.

Colle, F., Bonan, I., Leman, M. G., Bradai, N., and Yelnik, A. (2006). Fatigue after stroke. In *Annales de réadaptation et de médecine physique*, volume 49, pages 361–364. Elsevier.

Collin, C. and Wade, D. (1990). Assessing motor impairment after stroke : a pilot reliability study. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 53(7) :576–579.

Collin, C., Wade, D., Davies, S., and Horne, V. (1988). The barthel adl index : a reliability study. *International disability studies*, 10(2) :61–63.

Compston, A. (2010). Aids to the investigation of peripheral nerve injuries. medical research council : Nerve injuries research committee. his majesty's

stationery office : 1942 ; pp. 48 (iii) and 74 figures and 7 diagrams ; with aids to the examination of the peripheral nervous system. by michael o'brien for the guarantors of brain. saunders elsevier : 2010 ; pp.[8] 64 and 94 figures. *Brain*, 133(10) :2838–2844.

Coyle, S., Morris, D., Lau, K.-T., Diamond, D., and Moyna, N. (2009). Textile-based wearable sensors for assisting sports performance. In *Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2009. BSN 2009. Sixth International Workshop on*, pages 307–311. IEEE.

Cramer, S. C., Nelles, G., Benson, R. R., Kaplan, J. D., Parker, R. A., Kwong, K. K., Kennedy, D. N., Finklestein, S. P., and Rosen, B. R. (1997). A functional mri study of subjects recovered from hemiparetic stroke. *Stroke*, 28(12) :2518–2527.

Cutting, J. E. (1997). How the eye measures reality and virtual reality. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 29(1) :27–36.

Da Silva, F. G. and Galeazzo, E. (2013). Accelerometer based intelligent system for human movement recognition. In *Advances in Sensors and Interfaces (IWASI), 2013 5th IEEE International Workshop on*, pages 20–24. IEEE.

Daley, K., Mayo, N., and Wood-Dauphinee, S. (1999). Reliability of scores on the stroke rehabilitation assessment of movement (stream) measure. *Physical therapy*, 79(1) :8–23.

Dang, M., Ramsaran, K. D., Street, M. E., Syed, S. N., Barclay-Goddard, R., Stratford, P. W., and Miller, P. A. (2011). Estimating the accuracy of the chedoke–mcmaster stroke assessment predictive equations for stroke rehabilitation. *Physiotherapy Canada*, 63(3) :334–341.

Davis, F. D. (1993). User acceptance of information technology : system characteristics, user perceptions and behavioral impacts. *International journal of man-machine studies*, 38(3) :475–487.

De Bortoli, M. and Maroto, J. (2001). Colours across cultures : Translating colours in interactive marketing communications. In *Elicit 2001 : Proceedings of the European Languages and the Implementation of Communication and Information Technologies (Elicit) conference*, pages 3–4. Paisley University Language Press UK.

de S. Matos, F. M., Batista, L. V., and Poel, J. v. d. (2008). Face recognition using dct coefficients selection. In *Proceedings of the 2008 ACM symposium on Applied computing*, pages 1753–1757. ACM.

De Weerdt, W. and Harrison, M. (1985). Measuring recovery of arm-hand function in stroke patients : a comparison of the brunnstrom-fugl-meyer test and the action research arm test. *Physiotherapy Canada*, 37(2) :65–70.

Dejnabadi, H., Jolles, B. M., and Aminian, K. (2005). A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(8) :1478–1484.

Delbressine, F., Timmermans, A., Beursgens, L., De Jong, M., van Dam, A., Verweij, D., Janssen, M., and Markopoulos, P. (2012). Motivating arm-hand use for stroke patients by serious games. In *34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. San Diego.

Demeurisse, G., Demol, O., and Robaye, E. (1980). Motor evaluation in vascular hemiplegia. *European neurology*, 19(6) :382–389.

Desrosiers, J., Bravo, G., Hébert, R., Dutil, É., and Mercier, L. (1994). Validation of the box and block test as a measure of dexterity of elderly people : reliability, validity, and norms studies. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 75(7) :751–755.

Dethy, S., Luxen, A., Bidaut, L. M., and Goldman, S. (1993). Hemibody tremor related to stroke. *Stroke*, 24(12) :2094–2096.

Deuschl, G., Wenzelburger, R., Löffler, K., Raethjen, J., and Stolze, H. (2000). Essential tremor and cerebellar dysfunction clinical and kinematic analysis of intention tremor. *Brain*, 123(8) :1568–1580.

Dillon, A. and Morris, M. G. (1996). User acceptance of new information technology : theories and models. In *Annual review of information science and technology*. Medford, NJ : Information Today.

Dobkin, B. H. and Dorsch, A. (2011). The promise of mhealth : daily activity monitoring and outcome assessments by wearable sensors. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(9) :788–798.

Dobkin, B. H., Xu, X., Batalin, M., Thomas, S., and Kaiser, W. (2011). Reliability and validity of bilateral ankle accelerometer algorithms for activity recognition and walking speed after stroke. *Stroke*, 42(8) :2246–2250.

Duncan, P., Lai, S., Bode, R., Perera, S., DeRosa, J., Investigators, G. A., et al. (2003a). Stroke impact scale-16 a brief assessment of physical function. *Neurology*, 60(2) :291–296.

Duncan, P. W. (1987). *Stroke rehabilitation : the recovery of motor control*. Year Book Medical Pub.

Duncan, P. W., Bode, R. K., Lai, S. M., and Perera, S. (2003b). Rasch analysis of a new stroke-specific outcome scale : the stroke impact scale1. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(7) :950–963.

Duncan, P. W., Lai, S. M., Tyler, D., Perera, S., Reker, D. M., and Studenski, S. (2002). Evaluation of proxy responses to the stroke impact scale. *Stroke*, 33(11) :2593–2599.

Duncan, P. W., Propst, M., and Nelson, S. G. (1983). Reliability of the fugl-meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident. *Physical therapy*, 63(10) :1606–1610.

Duncan, P. W., Wallace, D., Lai, S. M., Johnson, D., Embretson, S., and Laster, L. J. (1999). The stroke impact scale version 2.0 : evaluation of reliability, validity, and sensitivity to change. *Stroke*, 30(10) :2131–2140.

Edgar, S. R., Swyka, T., Fulk, G., and Sazonov, E. S. (2010). Wearable shoe-based device for rehabilitation of stroke patients. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pages 3772–3775. IEEE.

El-Gohary, M. and McNames, J. (2012). Shoulder and elbow joint angle tracking with inertial sensors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9) :2635–2641.

Emmerich, J. (1998). *Maladies des vaisseaux*. Wolters Kluwer France.

Endres, M., Nyáry, I., BÁnhidi, M., and DeÁk, G. (1990). Stroke rehabilitation : a method and evaluation. *International journal of rehabilitation research. Internationale Zeitschrift fur Rehabilitationsforschung. Revue internationale de recherches de readaptation*, 13(3) :225–236.

English, C., Manns, P. J., Tucak, C., and Bernhardt, J. (2014). Physical activity and sedentary behaviors in people with stroke living in the community : a systematic review. *Physical therapy*, 94(2) :185–196.

Fayazi, M., Dehkordi, S. N., Dadgoo, M., and Salehi, M. (2012). Test-retest reliability of motricity index strength assessments for lower extremity in post stroke hemiparesis. *Medical journal of the Islamic Republic of Iran*, 26(1) :27.

Finch, E., Brooks, D., Stratford, P., and Mayo, N. (2002). Physical rehabilitation outcome measure a guide to enhanced clinical decision making. *Hamilton, BC Decker Inc., Second Google Scholar*.

Fletcher, G. (1994). Exercise in the prevention of stroke. *Health reports*, 6(1) :106–110.

Foerch, C., Sitzer, M., Steinmetz, H., Neumann-Haefelin, T., et al. (2009). Future demographic trends decrease the proportion of ischemic stroke patients receiving thrombolytic therapy a call to set-up therapeutic studies in the very old. *Stroke*, 40(5) :1900–1902.

Fontana, J. M., Farooq, M., and Sazonov, E. (2014). Automatic ingestion monitor : a novel wearable device for monitoring of ingestive behavior. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(6) :1772–1779.

Forster, K., Monteleone, S., Calatroni, A., Roggen, D., and Troster, G. (2010). Incremental knn classifier exploiting correct-error teacher for activity recognition. In *Machine Learning and Applications (ICMLA), 2010 Ninth International Conference on*, pages 445–450. Ieee.

Fugl-Meyer, A. R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., and Steglind, S. (1974). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian journaltitle of rehabilitation medicine*, 7(1) :13–31.

Ganti, R. K., Jayachandran, P., Abdelzaher, T. F., and Stankovic, J. A. (2006). Satire : a software architecture for smart attire. In *Proceedings of the 4th international conference on Mobile systems, applications and services*, pages 110–123. ACM.

Gardner, M. W. and Dorling, S. (1998). Artificial neural networks (the multilayer perceptron)—a review of applications in the atmospheric sciences. *Atmospheric environment*, 32(14-15) :2627–2636.

Ghosh, A. and Riccardi, G. (2014). Recognizing human activities from smartphone sensor signals. In *Proceedings of the 22nd ACM international conference on Multimedia*, pages 865–868. ACM.

Gialanella, B., Santoro, R., and Ferlucci, C. (2013). Predicting outcome after stroke : the role of basic activities of daily living predicting outcome after stroke. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 49(5) :629–637.

Giggins, O. M., Persson, U. M., and Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10(1) :60.

Gould, J. D. and Lewis, C. (1985). Designing for usability : key principles and what designers think. *Communications of the ACM*, 28(3) :300–311.

Gowland, C., Stratford, P., Ward, M., Moreland, J., Torresin, W., Van Hullenaar, S., Sanford, J., Barreca, S., Vanspall, B., and Plews, N. (1993). Measuring physical impairment and disability with the chedoke-mcmaster stroke assessment. *Stroke*, 24(1) :58–63.

Granger, C. V., Cotter, A. C., Hamilton, B. B., and Fiedler, R. C. (1993). Functional assessment scales : a study of persons after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(2) :133–138.

Grimby, G., Gudjonsson, G., Rodhe, M., Sunnerhagen, K. S., Sundh, V., and Ostensson, M. (1996). The functional independence measure in sweden : experience for outcome measurement in rehabilitation medicine. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28(2) :51–62.

Gupta, P. and Dallas, T. (2014). Feature selection and activity recognition system using a single triaxial accelerometer. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(6) :1780–1786.

Hammerla, N. Y., Halloran, S., and Ploetz, T. (2016). Deep, convolutional, and recurrent models for human activity recognition using wearables. *IJCAI 2016*.

Handley, A., Medcalf, P., Hellier, K., and Dutta, D. (2009). Movement disorders after stroke. *Age and ageing*, 38(3) :260–266.

Hayashi, T., Nishida, M., Kitaoka, N., and Takeda, K. (2015). Daily activity recognition based on dnn using environmental sound and acceleration signals. In *Signal Processing Conference (EUSIPCO), 2015 23rd European*, pages 2306–2310. IEEE.

He, Z. and Jin, L. (2009). Activity recognition from acceleration data based on discrete consine transform and svm. In *Systems, Man and Cybernetics, 2009. SMC 2009. IEEE International Conference on*, pages 5041–5044. IEEE.

He, Z., Jin, L., Zhen, L., and Huang, J. (2008). Gesture recognition based on 3d accelerometer for cell phones interaction. In *Circuits and Systems, 2008. APCCAS 2008. IEEE Asia Pacific Conference on*, pages 217–220. IEEE.

He, Z.-Y. and Jin, L.-W. (2008). Activity recognition from acceleration data using ar model representation and svm. In *Machine Learning and Cybernetics, 2008 International Conference on*, volume 4, pages 2245–2250. IEEE.

Henderson, A., Korner-Bitensky, N., and Levin, M. (2007). Virtual reality in stroke rehabilitation : a systematic review of its effectiveness for upper limb motor recovery. *Topics in stroke rehabilitation*, 14(2) :52–61.

Hermsdörfer, J., Hagl, E., Nowak, D., and Marquardt, C. (2003). Grip force control during object manipulation in cerebral stroke. *Clinical Neurophysiology*, 114(5) :915–929.

Higgins, J., Mayo, N. E., Desrosiers, J., Salbach, N. M., and Ahmed, S. (2005). Upper-limb function and recovery in the acute phase poststroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(1) :65.

Hochstenbach, J., Mulder, T., van Limbeek, J., Donders, R., and Schoonderwaldt, H. (1998). Cognitive decline following stroke : a comprehensive study of cognitive decline following stroke. *Journal of clinical and experimental neuropsychology*, 20(4) :503–517.

Hoffman, D. M., Girshick, A. R., Akeley, K., and Banks, M. S. (2008). Vergence–accommodation conflicts hinder visual performance and cause visual fatigue. *Journal of vision*, 8(3) :33–33.

Holbrook, M. and Skilbeck, C. E. (1983). An activities index for use with stroke patients. *Age and ageing*, 12(2) :166–170.

Hondori, H. M., Khademi, M., Dodakian, L., Cramer, S. C., and Lopes, C. V. (2013). A spatial augmented reality rehab system for post-stroke hand rehabilitation. In *MMVR*, volume 184, pages 279–285.

Hou, J. C., Wang, Q., AlShebli, B. K., Ball, L., Birge, S., Caccamo, M., Cheah, C.-F., Gilbert, E., Gunter, C. A., Gunter, E., et al. (2007). Pas : A wireless-enabled, sensor-integrated personal assistance system for independent and assisted living. In *High Confidence Medical Devices, Software, and Systems and Medical Device Plug-and-Play Interoperability, 2007. HCMDSS-MDPnP. Joint Workshop on*, pages 64–75. IEEE.

Hou, X. and Sourina, O. (2013). Emotion-enabled haptic-based serious game for post stroke rehabilitation. In *Proceedings of the 19th ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology*, pages 31–34. ACM.

Hsueh, I.-P., Lee, M.-M., and Hsieh, C.-L. (2001). Psychometric characteristics of the barthel activities of daily living index in stroke patients. *Journal of the Formosan Medical Association*, 100(8) :526–532.

Hsueh, I.-P., Lin, J.-H., Jeng, J.-S., and Hsieh, C.-L. (2002). Comparison of the psychometric characteristics of the functional independence measure, 5 item barthel index, and 10 item barthel index in patients with stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 73(2) :188–190.

Hsueh, I.-P., Wang, C.-H., Sheu, C.-F., and Hsieh, C.-L. (2003). Comparison of psychometric properties of three mobility measures for patients with stroke. *Stroke*, 34(7) :1741–1745.

Hu, D. H., Zhang, X.-X., Yin, J., Zheng, V. W., and Yang, Q. (2009). Abnormal activity recognition based on hdp-hmm models. In *IJCAI*, pages 1715–1720.

Huijbregts, M. P., Gowland, C., and Gruber, R. A. (2000). Measuring clinically-important change with the activity inventory of the chedoke mcmaster stroke assessment. *Physiotherapy Canada*, 52(4) :295–304.

International Electrotechnical Commission (2007). Iec 62366 : 2007 medical devices–application of usability engineering to medical devices. *Geneva*.

Iosa, M., Morone, G., Fusco, A., Bragoni, M., Coiro, P., Multari, M., Venturiero, V., De Angelis, D., Pratesi, L., and Paolucci, S. (2012). Seven capital devices for the future of stroke rehabilitation. 2012.

Ishimaru, S., Kunze, K., Kise, K., Weppner, J., Dengel, A., Lukowicz, P., and Bulling, A. (2014). In the blink of an eye : combining head motion and eye blink frequency for activity recognition with google glass. In *Proceedings of the 5th augmented human international conference*, page 15. ACM.

Isoda, T., Nohara, Y., Inoue, S., Shirouzu, M., Sugiyama, Y., Hirata, M., Machida, K., and Nakashima, N. (2015). Experiment for nursing activity analysis using mobile sensors and proximity sensors. In *Adjunct Proceedings of the 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing and Proceedings of the 2015 ACM International Symposium on Wearable Computers*, pages 153–156. ACM.

Jack, D., Boian, R., Merians, A. S., Tremaine, M., Burdea, G. C., Adamovich, S. V., Recce, M., and Poizner, H. (2001). Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 9(3) :308–318.

Jacobs, A., Timmermans, A., Michielsen, M., Vander Plaetse, M., and Markopoulos, P. (2013). Contrast : gamification of arm-hand training for stroke survivors. In *CHI'13 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, pages 415–420. ACM.

Junker, H., Amft, O., Lukowicz, P., and Tröster, G. (2008). Gesture spotting with body-worn inertial sensors to detect user activities. *Pattern Recognition*, 41(6) :2010–2024.

Kaghyan, S. and Sarukhanyan, H. (2012). Activity recognition using k-nearest neighbor algorithm on smartphone with tri-axial accelerometer. *International Journal of Informatics Models and Analysis (IJIMA), ITHEA International Scientific Society, Bulgaria*, 1 :146–156.

Keith, R., Granger, C., Hamilton, B., Sherwin, F., Eisenberg, M., and Grzesiak, R. (1987). Advances in clinical rehabilitation. *The functional independence measure : A new tool in rehabilitation. New York : Springer-Verlag*.

Kemp, B., Janssen, A. J., and van der Kamp, B. (1998). Body position can be monitored in 3d using miniature accelerometers and earth-magnetic field sensors. *Clinical Neurophysiology*, 109(6) :484–488.

Kim, J. S. (1992). Delayed onset hand tremor caused by cerebral infarction. *Stroke*, 23(2) :292–294.

Kim, J. S. (2001). Delayed onset mixed involuntary movements after thalamic stroke : clinical, radiological and pathophysiological findings. *Brain*, 124(2) :299–309.

KIM[1], J., Kim, B.-S., and Savarese, S. (2012). Comparing image classification methods : K-nearest-neighbor and support-vector-machines. *Ann Arbor*, 1001 :48109–2122.

Kopp, B., Kunkel, A., Flor, H., Platz, T., Rose, U., Mauritz, K.-H., Gresser, K., McCulloch, K. L., and Taub, E. (1997). The arm motor ability test : reliability, validity, and sensitivity to change of an instrument for assessing disabilities in activities of daily living. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(6) :615–620.

Kose, M., Incel, O. D., and Ersoy, C. (2012). Online human activity recognition on smart phones. In *Workshop on Mobile Sensing : From Smartphones and Wearables to Big Data*, volume 16, pages 11–15.

Koskimaki, H., Huikari, V., Siirtola, P., Laurinen, P., and Roning, J. (2009). Activity recognition using a wrist-worn inertial measurement unit : A case study for industrial assembly lines. In *Control and Automation, 2009. MED'09. 17th Mediterranean Conference on*, pages 401–405. IEEE.

Kwakkel, G. and Kollen, B. (2007). Predicting improvement in the upper paretic limb after stroke : a longitudinal prospective study. *Restorative neurology and neuroscience*, 25(5, 6) :453–460.

Kwapisz, J. R., Weiss, G. M., and Moore, S. A. (2011). Activity recognition using cell phone accelerometers. *ACM SigKDD Explorations Newsletter*, 12(2) :74–82.

Kwon, S., Hartzema, A. G., Duncan, P. W., and Min-Lai, S. (2004). Disability measures in stroke : relationship among the barthel index, the functional independence measure, and the modified rankin scale. *Stroke*, 35(4) :918–923.

Kwon, Y. S. and Choi, J. Y. (2015). Effect of self-monitoring rehabilitation program after stroke on physical function, self-efficacy and quality of life. 18(2) :107–117.

Lau, S. L., König, I., David, K., Parandian, B., Carius-Düssel, C., and Schultz, M. (2010). Supporting patient monitoring using activity recognition with a smartphone. In *Wireless communication systems (ISWCS), 2010 7th international symposium on*, pages 810–814. IEEE.

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

Lee, Y.-S. and Cho, S.-B. (2011). Activity recognition using hierarchical hidden markov models on a smartphone with 3d accelerometer. In *International Conference on Hybrid Artificial Intelligence Systems*, pages 460–467. Springer.

Legg, L., Drummond, A., Leonardi-Bee, J., Gladman, J., Corr, S., Donkervoort, M., Edmans, J., Gilbertson, L., Jongbloed, L., Logan, P., et al. (2007). Occupational therapy for patients with problems in personal activities of daily living after stroke : systematic review of randomised trials. *Bmj*, 335(7626) :922.

Leśniak, M., Bak, T., Czepiel, W., Seniów, J., and Członkowska, A. (2008). Frequency and prognostic value of cognitive disorders in stroke patients. *Dementia and geriatric cognitive disorders*, 26(4) :356–363.

Lin, K.-c., Chuang, L.-l., Wu, C.-y., Hsieh, Y.-w., and Chang, W.-y. (2010). Responsiveness and validity of three dexterous function measures in stroke rehabilitation. *Journal of rehabilitation research and development*, 47(6) :563.

Lincoln, N. and Leadbitter, D. (1979). Assessment of motor function in stroke patients. *Physiotherapy*, 65(2) :48.

Lorussi, F., Rocchia, W., Scilingo, E. P., Tognetti, A., and De Rossi, D. (2004). Wearable, redundant fabric-based sensor arrays for reconstruction of body segment posture. *IEEE sensors Journal*, 4(6) :807–818.

Luinge, H. J., Veltink, P. H., and Baten, C. T. (2007). Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of biomechanics*, 40(1) :78–85.

Lyle, R. C. (1981). A performance test for assessment of upper limb function in physical rehabilitation treatment and research. *International Journal of Rehabilitation Research*, 4(4) :483–492.

Lymberis, A. and Paradiso, R. (2008). Smart fabrics and interactive textile enabling wearable personal applications : R&d state of the art and future challenges. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*, pages 5270–5273. IEEE.

Ma, M. and Bechkoum, K. (2008). Serious games for movement therapy after stroke. In *Systems, Man and Cybernetics, 2008. SMC 2008. IEEE International Conference on*, pages 1872–1877. IEEE.

Ma, M., McNeill, M., Charles, D., McDonough, S., Crosbie, J., Oliver, L., and McGoldrick, C. (2007). Adaptive virtual reality games for rehabilitation of motor disorders. In *International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction*, pages 681–690. Springer.

MacLean, K. E. (2000). Designing with haptic feedback. In *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA'00. IEEE International Conference on*, volume 1, pages 783–788. IEEE.

Mahoney, R. (1965). Barthel index (bi). *Surya Shah, PhD, OTD, MEd, OTR, FAOTA, Professor Occupational Therapy and Neurology, Visiting Professor Neurorehabilitation, University of Tennessee Health Sciences Center*, 930 :1.

Malouin, F., Pichard, L., Bonneau, C., Durand, A., and Corriveau, D. (1994). Evaluating motor recovery early after stroke : comparison of the fugl-meyer assessment and the motor assessment scale. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 75(11) :1206–1212.

Mark, V. W. and Taub, E. (2004). Constraint-induced movement therapy for chronic stroke hemiparesis and other disabilities. *Restorative neurology and neuroscience*, 22(3-5) :317–336.

Mathiowetz, V., Volland, G., Kashman, N., and Weber, K. (1985). Adult norms for the box and block test of manual dexterity. *American Journal of Occupational Therapy*, 39(6) :386–391.

McCrea, P. H., Eng, J. J., and Hodgson, A. J. (2005). Saturated muscle activation contributes to compensatory reaching strategies after stroke. *Journal of neurophysiology*, 94(5) :2999–3008.

McCulloch, K., Cook, E., Fleming, W., Novack, T., and Taub, E. (1988). A reliable test of upper extremity adl function. In *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, volume 69, pages 755–755. WB SAUNDERS CO INDEPENDENCE SQUARE WEST CURTIS CENTER, STE 300, PHILADELPHIA, PA 19106-3399.

Mercer, K., Giangregorio, L., Schneider, E., Chilana, P., Li, M., and Grindrod, K. (2016). Acceptance of commercially available wearable activity trackers among adults aged over 50 and with chronic illness : a mixed-methods evaluation. *JMIR mHealth and uHealth*, 4(1).

Merians, A. S., Jack, D., Boian, R., Tremaine, M., Burdea, G. C., Adamovich, S. V., Recce, M., and Poizner, H. (2002). Virtual reality–augmented rehabilitation for patients following stroke. *Physical therapy*, 82(9) :898–915.

Meyer, J., Arnrich, B., Schumm, J., and Troster, G. (2010). Design and modeling of a textile pressure sensor for sitting posture classification. *IEEE Sensors Journal*, 10(8) :1391–1398.

Meyer, J., Lukowicz, P., and Troster, G. (2006). Textile pressure sensor for muscle activity and motion detection. In *Wearable Computers, 2006 10th IEEE International Symposium on*, pages 69–72. IEEE.

Michaelsen, S. M., Rocha, A. S., Knabben, R. J., Rodrigues, L. P., and Fernandes, C. G. (2011). Translation, adaptation and inter-rater reliability of the administration manual for the fugl-meyer assessment. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 15(1) :80–88.

Michielsen, M. E., Selles, R. W., van der Geest, J. N., Eckhardt, M., Yavuzer, G., Stam, H. J., Smits, M., Ribbers, G. M., and Bussmann, J. B. (2011). Motor recovery and cortical reorganization after mirror therapy in chronic stroke patients : a phase ii randomized controlled trial. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(3) :223–233.

Mitzner, T. L., Boron, J. B., Fausset, C. B., Adams, A. E., Charness, N., Czaja, S. J., Dijkstra, K., Fisk, A. D., Rogers, W. A., and Sharit, J. (2010). Older adults talk technology : Technology usage and attitudes. *Computers in human behavior*, 26(6) :1710–1721.

Morland, J., Gowland, C., Van Hullenaar, S., and Huijbregts, M. (1993). Theoretical basis of the chedoke-mcmaster stroke assessment. *Physiotherapy Canada*, 45 :231–231.

Morris, D., Taub, E., Mark, V., et al. (2006). Constraint-induced movement therapy : characterizing the intervention protocol. *Europa medicophysica*, 42(3) :257.

Morris, D. M., Uswatte, G., Crago, J. E., Cook III, E. W., and Taub, E. (2001). The reliability of the wolf motor function test for assessing upper extremity function after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(6) :750–755.

Murch, G. M. (1984). Physiological principles for the effective use of color. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 4(11) :48–55.

Murphy, M. A., Willén, C., and Sunnerhagen, K. S. (2011). Kinematic variables quantifying upper-extremity performance after stroke during reaching and drinking from a glass. *Neurorehabilitation and neural repair*, 25(1) :71–80.

Naghdi, S., Ansari, N. N., Mansouri, K., and Hasson, S. (2010). A neurophysiological and clinical study of brunnstrom recovery stages in the upper limb following stroke. *Brain injury*, 24(11) :1372–1378.

Neely, J. S. and Restle, P. J. (1997). Capacitive bend sensor. US Patent 5,610,528.

Nickerson, R. S. (1981). Why interactive computer systems are sometimes not used by people who might benefit from them. *International Journal of Man-Machine Studies*, 15(4) :469–483.

Nielsen, J. (1994). *Usability engineering*. Elsevier.

Nijland, R., van Wegen, E., Verbunt, J., van Wijk, R., van Kordelaar, J., and Kwakkel, G. (2010). A comparison of two validated tests for upper limb function after stroke : The wolf motor function test and the action research arm test. *Journal of rehabilitation medicine*, 42(7) :694–696.

Niu, F. and Abdel-Mottaleb, M. (2005). Hmm-based segmentation and recognition of human activities from video sequences. In *Multimedia and Expo, 2005. ICME 2005. IEEE International Conference on*, pages 804–807. IEEE.

O'Dell, M. W., Kim, G., Rivera, L., Fieo, R., Christos, P., Polistena, C., Fitzgerald, K., and Gorga, D. (2013). A psychometric evaluation of the arm motor ability test. *Journal of rehabilitation medicine*, 45(6) :519–527.

Olesh, E. V., Yakovenko, S., and Gritsenko, V. (2014). Automated assessment of upper extremity movement impairment due to stroke. *PloS one*, 9(8) :e104487.

O'Sullivan, S. B., Schmitz, T. J., and Fulk, G. (2013). *Physical rehabilitation*. FA Davis.

Ouchi, K. and Doi, M. (2013). Smartphone-based monitoring system for activities of daily living for elderly people and their relatives etc. In *Proceedings of the 2013 ACM conference on Pervasive and ubiquitous computing adjunct publication*, pages 103–106. ACM.

Pacelli, M., Loriga, G., Taccini, N., and Paradiso, R. (2006). Sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables : E-textile solutions. In

Medical Devices and Biosensors, 2006. 3rd IEEE/EMBS International Summer School on, pages 1–4. IEEE.

Pan, A.-W., Chung, L., and Hsin-Hwei, G. (2003). Reliability and validity of the canadian occupational performance measure for clients with psychiatric disorders in taiwan. *Occupational Therapy International*, 10(4) :269–277.

Pandian, S. and Arya, K. N. (2014). Stroke-related motor outcome measures : do they quantify the neurophysiological aspects of upper extremity recovery ? *Journal of bodywork and movement therapies*, 18(3) :412–423.

Pang, M. Y., Ashe, M. C., and Eng, J. J. (2007). Muscle weakness, spasticity and disuse contribute to demineralization and geometric changes in the radius following chronic stroke. *Osteoporosis international*, 18(9) :1243–1252.

Paradiso, R. (2003). Wearable health care system for vital signs monitoring. In *Information Technology Applications in Biomedicine, 2003. 4th International IEEE EMBS Special Topic Conference on*, pages 283–286. IEEE.

Paradiso, R. and De Rossi, D. (2006). Advances in textile technologies for unobtrusive monitoring of vital parameters and movements. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pages 392–395. IEEE.

Paradiso, R., Gemignani, A., Scilingo, E., and De Rossi, D. (2003). Knitted bioclothes for cardiopulmonary monitoring. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, volume 4, pages 3720–3723. IEEE.

Pärkkä, J., Cluitmans, L., and Ermes, M. (2010). Personalization algorithm for real-time activity recognition using pda, wireless motion bands, and binary decision tree. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(5) :1211–1215.

Parkka, J., Ermes, M., Korpipaa, P., Mantyjarvi, J., Peltola, J., and Korhonen, I. (2006). Activity classification using realistic data from wearable sensors. *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, 10(1) :119–128.

Patel, S., Hughes, R., Hester, T., Stein, J., Akay, M., Dy, J. G., and Bonato, P. (2010). A novel approach to monitor rehabilitation outcomes in stroke survivors using wearable technology. *Proceedings of the IEEE*, 98(3) :450–461.

Paul, S., Ducher, G., Jobard, I., Latarche, C.-H., and Lenco, M. (1997). Terminologie de télédétection et photogrammétrie.

Pedersen, P. M., Jørgensen, H. S., Nakayama, H., Raaschou, H. O., and Olsen, T. S. (1997a). Comprehensive assessment of activities of daily living in stroke. the copenhagen stroke study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(2) :161–165.

Pedersen, P. M., Jørgensen, H. S., Nakayama, H., Raaschou, H. O., and Olsen, T. S. (1997b). Hemineglect in acute stroke-incidence and prognostic implications : The copenhagen stroke study1. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 76(2) :122–127.

Peon, A. R. and Prattichizzo, D. (2013). Reaction times to constraint violation in haptics : comparing vibration, visual and audio stimuli. In *World Haptics Conference (WHC), 2013*, pages 657–661. IEEE.

Pirttikangas, S., Fujinami, K., and Nakajima, T. (2006). Feature selection and activity recognition from wearable sensors. In *International Symposium on Ubiquitious Computing Systems*, pages 516–527. Springer.

Platz, T., Pinkowski, C., van Wijck, F., Kim, I.-H., Di Bella, P., and Johnson, G. (2005). Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the fugl-meyer test, action research arm test and box and block test : a multicentre study. *Clinical rehabilitation*, 19(4) :404–411.

Poole, J. and Whitney, S. (1988). Motor assessment scale for stroke patients : concurrent validity and interrater reliability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 69(3 Pt 1) :195–197.

Rabadi, M. H. and Rabadi, F. M. (2006). Comparison of the action research arm test and the fugl-meyer assessment as measures of upper-extremity motor weakness after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(7) :962–966.

Radomski, M. V. and Latham, C. A. T. (2008). *Occupational therapy for physical dysfunction*. Lippincott Williams & Wilkins.

Raghavan, P., Santello, M., Gordon, A. M., and Krakauer, J. W. (2010). Compensatory motor control after stroke : an alternative joint strategy for object-dependent shaping of hand posture. *Journal of neurophysiology*, 103(6) :3034–3043.

Rath, M. and Rohs, M. (2006). Explorations in sound for tilting-based interfaces. In *Proceedings of the 8th international conference on Multimodal interfaces*, pages 295–301. ACM.

Ravi, N., Dandekar, N., Mysore, P., and Littman, M. L. (2005). Activity recognition from accelerometer data. In *Aaai*, volume 5, pages 1541–1546.

Rigas, G., Tzallas, A. T., Tsipouras, M. G., Bougia, P., Tripoliti, E. E., Baga, D., Fotiadis, D. I., Tsouli, S. G., and Konitsiotis, S. (2012). Assessment of tremor activity in the parkinson's disease using a set of wearable sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16(3) :478–487.

Riggs, R. V., Andrews, K., Roberts, P., and Gilewski, M. (2007). Visual deficit interventions in adult stroke and brain injury : a systematic review. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 86(10) :853–860.

Rincon, A. L., Yamasaki, H., and Shimoda, S. (2016). Design of a video game for rehabilitation using motion capture, emg analysis and virtual reality. In *Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP), 2016 International Conference on*, pages 198–204. IEEE.

Ring, H., Feder, M., Schwartz, J., and Samuels, G. (1997). Functional measures of first-stroke rehabilitation inpatients : usefulness of the functional independence measure total score with a clinical rationale. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(6) :630–635.

Roby-Brami, A., Jacobs, S., Bennis, N., and Levin, M. F. (2003). Hand orientation for grasping and arm joint rotation patterns in healthy subjects and hemiparetic stroke patients. *Brain research*, 969(1-2) :217–229.

Ronao, C. A. and Cho, S.-B. (2016). Human activity recognition with smartphone sensors using deep learning neural networks. *Expert Systems with Applications*, 59 :235–244.

Rowe, F., Brand, D., Jackson, C. A., Price, A., Walker, L., Harrison, S., Eccleston, C., Scott, C., Akerman, N., Dodridge, C., et al. (2008). Visual impairment following stroke : do stroke patients require vision assessment ? *Age and Ageing*, 38(2) :188–193.

Safaz, I., Ylmaz, B., Yasar, E., and Alaca, R. (2009). Brunnstrom recovery stage and motricity index for the evaluation of upper extremity in stroke : analysis for correlation and responsiveness. *International Journal of Rehabilitation Research*, 32(3) :228–231.

Salazar, A. J., Silva, A. S., Silva, C., Borges, C. M., Correia, M. V., Santos, R. S., and Vilas-Boas, J. P. (2014). Low-cost wearable data acquisition for stroke rehabilitation : a proof-of-concept study on accelerometry for functional task assessment. *Topics in stroke rehabilitation*, 21(1) :12–22.

Sanford, J., Moreland, J., Swanson, L. R., Stratford, P. W., and Gowland, C. (1993). Reliability of the fugl-meyer assessment for testing motor performance in patients following stroke. *Physical therapy*, 73(7) :447–454.

Saposnik, G., Levin, M., Group, S. O. R. C. S. W., et al. (2011). Virtual reality in stroke rehabilitation : a meta-analysis and implications for clinicians. *Stroke*, pages STROKEAHA–110.

Saposnik, G., Teasell, R., Mamdani, M., Hall, J., McIlroy, W., Cheung, D., Thorpe, K. E., Cohen, L. G., Bayley, M., et al. (2010). Effectiveness of virtual reality using wii gaming technology in stroke rehabilitation : a pilot randomized clinical trial and proof of principle. *Stroke*, 41(7) :1477–1484.

Sarcevic, P., Kincses, Z., and Pletl, S. (2015). Comparison of different classifiers in movement recognition using wsn-based wrist-mounted sensors. In *Sensors Applications Symposium (SAS), 2015 IEEE*, pages 1–6. IEEE.

Sawner, K. A., LaVigne, J. M., and Brunnstrom, S. (1992). *Brunnstrom's movement therapy in hemiplegia : a neurophysiological approach*. Lippincott.

Schleenbaker, R. E. and Mainous, A. G. (1993). Electromyographic biofeedback for neuromuscular reeducation in the hemiplegic stroke patient : a meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74(12) :1301–1304.

Schroeder, J. and Fishbach, A. (2015). How to motivate yourself and others ? intended and unintended consequences. *Research in Organizational Behavior*, 35 :123–141.

Schuling, J., De Haan, R., Limburg, M. t., and Groenier, K. (1993). The frenchay activities index. assessment of functional status in stroke patients. *Stroke*, 24(8) :1173–1177.

Scilingo, E. P., Gemignani, A., Paradiso, R., Taccini, N., Ghelarducci, B., and De Rossi, D. (2005). Performance evaluation of sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables. *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, 9(3) :345–352.

Segal, M. E. and Schall, R. R. (1994). Determining functional/health status and its relation to disability in stroke survivors. *Stroke*, 25(12) :2391–2397.

Shah, S., Harasymiw, S., and Stahl, P. (1986). Stroke rehabilitation : outcome based on brunnstrom recovery stages. *The Occupational Therapy Journal of Research*, 6(6) :365–376.

Shelton, F., Volpe, B., and Reding, M. (2000). The effect of motor impairment on disability following stroke. In *Stroke*, volume 31, pages 291–291. Lippincott Williams & Wilkins 530 Walnut ST, Philadelphia, PA 19106-3621 USA.

Shumway-Cook, A. and Woollacott, M. H. (2007). *Motor control : translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.

Siirtola, P. and Röning, J. (2012). Recognizing human activities user-independently on smartphones based on accelerometer data. *IJIMAI*, 1(5) :38–45.

Smaga, S. (2003). Tremor. *American family physician*, 68(8) :1545–1552.

Smidt, G. L. and Rogers, M. W. (1982). Factors contributing to the regulation and clinical assessment of muscular strength. *Physical therapy*, 62(9) :1283–1290.

Snyder, M. (1974). Self-monitoring of expressive behavior. *Journal of personality and social psychology*, 30(4) :526.

Snyder, M. (1979). Self-monitoring processes. *Advances in experimental social psychology*, 12 :85–128.

Sommerfeld, D. K., Gripenstedt, U., and Welmer, A.-K. (2012). Spasticity after stroke : an overview of prevalence, test instruments, and treatments. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(9) :814–820.

Stanton, R., Ada, L., Dean, C. M., and Preston, E. (2015). Feedback received while practicing everyday activities during rehabilitation after stroke : an observational study. *Physiotherapy Research International*, 20(3) :166–173.

Stoica, P. (1997). *Introduction to spectral analysis*. Prentice hall.

Stoica, P., Moses, R. L., et al. (2005). *Spectral analysis of signals*, volume 1. Pearson Prentice Hall Upper Saddle River, NJ.

Su, X., Tong, H., and Ji, P. (2014). Activity recognition with smartphone sensors. *Tsinghua Science and Technology*, 19(3) :235–249.

Sun, L., Zhang, D., Li, B., Guo, B., and Li, S. (2010). Activity recognition on an accelerometer embedded mobile phone with varying positions and orientations. In *International conference on ubiquitous intelligence and computing*, pages 548–562. Springer.

Sunderland, A., Tinson, D., Bradley, L., and Hewer, R. L. (1989). Arm function after stroke. an evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 52(11) :1267–1272.

Sveen, U., Bautz-Holter, E., MARGRETHE SODRING, K., BRUUN WYLLER, T., and Laake, K. (1999). Association between impairments, self-care ability and social activities 1 year after stroke. *Disability and rehabilitation*, 21(8) :372–377.

Svensson, E. and Häger-Ross, C. (2006). Hand function in charcot marie tooth : test retest reliability of some measurements. *Clinical rehabilitation*, 20(10) :896–908.

Swanson, E. B. (1988). *Information system implementation : Bridging the gap between design and utilization*. McGraw-Hill/Irwin.

Sze, K.-h., Wong, E., Leung, H., and Woo, J. (2001). Falls among chinese stroke patients during rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9) :1219–1225.

Taccini, N., Loriga, G., Dittmar, A., and Paradiso, R. (2004). Knitted includes for health monitoring. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, volume 1, pages 2165–2168. IEEE.

Taub, E., Miller, N., Novack, T., Fleming, W. C., Nepomuceno, C., Connell, J., Crago, J. E., et al. (1993). Technique to improve chronic motor deficit after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(4) :347–354.

Thielgen, T., Foerster, F., Fuchs, G., Hornig, A., and Fahrenberg, J. (2004). Tremor in parkinson's disease : 24-hr monitoring with calibrated accelerometry. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 44(3) :137–146.

Thomaz, E., Essa, I., and Abowd, G. D. (2015). A practical approach for recognizing eating moments with wrist-mounted inertial sensing. In *Proceedings of the 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, pages 1029–1040. ACM.

Tilling, K., Sterne, J. A., Rudd, A. G., Glass, T. A., Wityk, R. J., and Wolfe, C. D. (2001). A new method for predicting recovery after stroke. *Stroke*, 32(12) :2867–2873.

Timmermans, A. A., Seelen, H. A., Willmann, R. D., Bakx, W., De Ruyter, B., Lanfermann, G., and Kingma, H. (2009a). Arm and hand skills : training preferences after stroke. *Disability and rehabilitation*, 31(16) :1344–1352.

Timmermans, A. A., Seelen, H. A., Willmann, R. D., and Kingma, H. (2009b). Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke : concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6(1) :1.

Tognetti, A., Lorussi, F., Bartalesi, R., Quaglini, S., Tesconi, M., Zupone, G., and De Rossi, D. (2005). Wearable kinesthetic system for capturing and classifying upper limb gesture in post-stroke rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2(1) :8.

Tsalamlal, M. Y., Issartel, P., Ouarti, N., and Ammi, M. (2014). Hair : Haptic feedback with a mobile air jet. In *Robotics and Automation (ICRA), 2014 IEEE International Conference on*, pages 2699–2706. IEEE.

Van der Lee, J. H., Beckerman, H., Lankhorst, G. J., Bouter, L. M., et al. (2001a). The responsiveness of the action research arm test and the fugl-meyer assessment scale in chronic stroke patients. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 33(3) :110–113.

Van der Lee, J. H., De Groot, V., Beckerman, H., Wagenaar, R. C., Lankhorst, G. J., and Bouter, L. M. (2001b). The intra-and interrater reliability of the action research arm test : a practical test of upper extremity function in patients with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(1) :14–19.

Van Kordelaar, J., van Wegen, E. E., and Kwakkel, G. (2012). Unraveling the interaction between pathological upper limb synergies and compensatory trunk movements during reach-to-grasp after stroke : a cross-sectional study. *Experimental brain research*, 221(3) :251–262.

Veerbeek, J. M., Kwakkel, G., van Wegen, E. E., Ket, J. C., and Heymans, M. W. (2011). Early prediction of outcome of activities of daily living after stroke : a systematic review. *Stroke*, 42(5) :1482–1488.

Velozo, C. A. and Woodbury, M. L. (2011). Translating measurement findings into rehabilitation practice : an example using fugl-meyer assessment-upper extremity with patients following stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 48(10).

Vogiatzaki, E. and Krukowski, A. (2014). Serious games for stroke rehabilitation employing immersive user interfaces in 3d virtual environment. *Journal of Health Informatics*, 6.

Wagenaar, R., Meijer, O., Kuik, D., Hazenberg, G., Lindeboom, J., Wichers, F., Rijswijk, H., et al. (1990). The functional recovery of stroke : a comparison between neuro-developmental treatment and the brunnstrom method. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 22(1) :1–8.

Wang, C.-H., Hsieh, C.-L., Dai, M.-H., Chen, C.-H., and Lai, Y.-F. (2002). Inter-rater reliability and validity of the stroke rehabilitation assessment of movement (stream) instrument. *Journal of rehabilitation medicine*, 34(1) :20–24.

Wang, S., Yang, J., Chen, N., Chen, X., and Zhang, Q. (2005). Human activity recognition with user-free accelerometers in the sensor networks. In *Neural Networks and Brain, 2005. ICNN&B'05. International Conference on*, volume 2, pages 1212–1217. IEEE.

Wann, J. P., Rushton, S., and Mon-Williams, M. (1995). Natural problems for stereoscopic depth perception in virtual environments. *Vision research*, 35(19) :2731–2736.

Ward, I., Pivko, S., Brooks, G., and Parkin, K. (2011). Validity of the stroke rehabilitation assessment of movement scale in acute rehabilitation : a comparison with the functional independence measure and stroke impact scale-16. *PM&R*, 3(11) :1013–1021.

Watkins, C., Leathley, M., Gregson, J., Moore, A., Smith, T., and Sharma, A. (2002). Prevalence of spasticity post stroke. *Clinical rehabilitation*, 16(5) :515–522.

Whitall, J., Savin Jr, D. N., Harris-Love, M., and Waller, S. M. (2006). Psychometric properties of a modified wolf motor function test for people with mild and moderate upper-extremity hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(5) :656–660.

Williamson, R. and Andrews, B. (2001). Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 39(3) :294–302.

Wilmot, E. G., Edwardson, C. L., Achana, F. A., Davies, M. J., Gorely, T., Gray, L. J., Khunti, K., Yates, T., and Biddle, S. J. (2012). Sedentary time in adults and the association with diabetes, cardiovascular disease and death : systematic review and meta-analysis.

Wolf, K. and Bennett, P. D. (2013). Haptic cues : texture as a guide for non-visual tangible interaction. In *CHI'13 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, pages 1599–1604. ACM.

Wolf, S. L., Catlin, P. A., Ellis, M., Archer, A. L., Morgan, B., and Piacentino, A. (2001). Assessing wolf motor function test as outcome measure for research in patients after stroke. *Stroke*, 32(7) :1635–1639.

Wolf, S. L., Lecraw, D. E., Barton, L. A., and Jann, B. B. (1989). Forced use of hemiplegic upper extremities to reverse the effect of learned nonuse among chronic stroke and head-injured patients. *Experimental neurology*, 104(2) :125–132.

Wolf, S. L., McJunkin, J. P., Swanson, M. L., and Weiss, P. S. (2006). Pilot normative database for the wolf motor function test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(3) :443–445.

Wolf, S. L., Thompson, P. A., Morris, D. M., Rose, D. K., Winstein, C. J., Taub, E., Giuliani, C., and Pearson, S. L. (2005). The excite trial : attributes of the wolf motor function test in patients with subacute stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*, 19(3) :194–205.

Woodbury, M., Velozo, C. A., Thompson, P. A., Light, K., Uswatte, G., Taub, E., Winstein, C. J., Morris, D., Blanton, S., Nichols-Larsen, D. S., et al. (2010). Measurement structure of the wolf motor function test : implications for motor control theory. 24(9) :791–801.

World Health Organization, W. (2002). *The world health report 2002 : reducing risks, promoting healthy life*. World Health Organization.

Xie, B. and Wu, Q. (2012). Hmm-based tri-training algorithm in human activity recognition with smartphone. In *Cloud Computing and Intelligent Systems (CCIS), 2012 IEEE 2nd International Conference on*, volume 1, pages 109–113. IEEE.

Xu, W., Huang, M.-C., Amini, N., He, L., and Sarrafzadeh, M. (2013). ecushion : A textile pressure sensor array design and calibration for sitting posture analysis. *IEEE Sensors Journal*, 13(10) :3926–3934.

Yang, J. (2009). Toward physical activity diary : motion recognition using simple acceleration features with mobile phones. In *Proceedings of the 1st international workshop on Interactive multimedia for consumer electronics*, pages 1–10. ACM.

Yang, X., Dinh, A., and Chen, L. (2010). Implementation of a wearerable real-time system for physical activity recognition based on naive bayes classifier. In *Bioinformatics and Biomedical Technology (ICBBT), 2010 International Conference on*, pages 101–105. IEEE.

Yatani, K., Gergle, D., and Truong, K. (2012). Investigating effects of visual and tactile feedback on spatial coordination in collaborative handheld systems. In *Proceedings of the ACM 2012 conference on Computer Supported Cooperative Work*, pages 661–670. ACM.

Zappi, P., Lombriser, C., Stiefmeier, T., Farella, E., Roggen, D., Benini, L., and Tröster, G. (2008). Activity recognition from on-body sensors : accuracy-power trade-off by dynamic sensor selection. In *Wireless sensor networks*, pages 17–33. Springer.

Zebin, T., Scully, P. J., and Ozanyan, K. B. (2016). Human activity recognition with inertial sensors using a deep learning approach. In *SENSORS, 2016 IEEE*, pages 1–3. IEEE.

Zeng, M., Nguyen, L. T., Yu, B., Mengshoel, O. J., Zhu, J., Wu, P., and Zhang, J. (2014). Convolutional neural networks for human activity recognition using mobile sensors. In *Mobile Computing, Applications and Services (MobiCASE), 2014 6th International Conference on*, pages 197–205. IEEE.

Zhang, L., Wu, X., and Luo, D. (2015). Recognizing human activities from raw accelerometer data using deep neural networks. In *Machine Learning and Applications (ICMLA), 2015 IEEE 14th International Conference on*, pages 865–870. IEEE.

Zhang, S., Ang, M. H., Xiao, W., and Tham, C. K. (2009). Detection of activities by wireless sensors for daily life surveillance : eating and drinking. *Sensors*, 9(3) :1499–1517.

Zhou, H., Hu, H., and Harris, N. (2005). Application of wearable inertial sensors in stroke rehabilitation. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 6825–6828. IEEE.

Zhu, C. and Sheng, W. (2009). Multi-sensor fusion for human daily activity recognition in robot-assisted living. In *Proceedings of the 4th ACM/IEEE international conference on Human robot interaction*, pages 303–304. ACM.